



# Instituto Politécnico Nacional

UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍAS AVANZADAS

*Trabajo Terminal I*

## **“SISTEMA MECATRÓNICO TELEOPERADO PARA LA ASISTENCIA EN LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD SUPERIOR”**

*Que para obtener el título de*  
**“Ingeniero en Mecatrónica”**

Presentan:

**Garibay Molina Carlos**  
**Zambrano Ramírez Diego**

Asesores:

Ing. Carlos Ríos Ramírez  
Dr. Alberto Luviano Juárez  
Dr. Juan Manuel Peza Tapia



Junio 2024



# Instituto Politécnico Nacional



UNIDAD PROFESIONAL INTERDISCIPLINARIA EN INGENIERÍA Y  
TECNOLOGÍAS AVANZADAS

*Trabajo Terminal I*

## **“SISTEMA MECATRÓNICO TELEOPERADO PARA LA ASISTENCIA EN LA REHABILITACIÓN DE EXTREMIDAD SUPERIOR”**

*Que para obtener el título de*

**“Ingeniero en Mecatrónica”**

Presenta:

---

Garibay Molina Carlos

---

Zambrano Ramírez Diego

Asesores:

---

Ing. Carlos Ríos Ramírez

---

Dr. Alberto Luviano Juárez

---

Dr. Juan Manuel Peza Tapia

**Presidente del Jurado**

**Profesor titular**



---

M. en C. Janet Argüello García

---

Dr. Juan Luis Mata Machuca



# DEDICATORIA

Dedico este proyecto con profundo agradecimiento y respeto a mi mamá, Margarita Ramírez, y a mi papá, Germán Zambrano, por su amor incondicional y su apoyo constante a lo largo de mi vida; a mi hermano Erick Zambrano, por ser una fuente de inspiración y por su apoyo inquebrantable; a quien extraño y recuerdo con mucho cariño y respeto, mi tía Guadalupe Zambrano, que en paz descanse; a toda mi familia, por su comprensión y apoyo incondicional; a mis amigos, por su compañía, consejos, motivación y lealtad; a mi amigo Miqueas Chaves, compañero de la carrera, cuya memoria perdura en nuestros corazones, que en paz descanse; a todos mis profesores y profesoras, desde los primeros días de mi educación hasta hoy, por guiarme, enseñarme y motivarme a alcanzar mis metas; a los niños y niñas que, con gran esfuerzo y dedicación, ponen sus responsabilidades educativas por encima de sus propias necesidades y sacrifican tanto en su afán de aprender; a mi querido pueblo de Almoloya, Hidalgo, cuna de mi crecimiento y formación, cuyo apoyo y arraigo han sido fundamentales en mi desarrollo personal y académico; y a mi amado México, por ser la tierra que nutre mis sueños y me brinda la oportunidad de contribuir a su progreso con el conocimiento adquirido. Este proyecto es fruto del esfuerzo compartido y el apoyo de todos ustedes. Con profundo cariño y respeto, dedico este trabajo a cada uno de ustedes, reconociendo que su apoyo ha sido esencial para alcanzar este logro.

Diego Zambrano Ramírez.

Me gustaría dedicar este proyecto principalmente a los dos grandes faroles que han iluminado el camino de mi vida desde que tengo memoria: a mi madre, María Elizabeth Molina Vázquez, y a mi abuela, Camila Vázquez Bedolla. Sin sus motivaciones, consejos y muestras de cariño, no sé si hubiera logrado la culminación de mi carrera. Ellas han sido mi pilar, brindándome siempre la fuerza y el apoyo necesarios para superar cada desafío. Su amor y sabiduría me han guiado y alentado a ser la mejor versión de mí mismo.

También me gustaría dedicar este proyecto a mis amigos y compañeros: Alberto Buenabad G., Diego Zambrano R., Salvador de Alba V., Rafael Hernández M., Arturo Frogoso D., y a Miqueas Chávez G., a quien recordaremos con mucho cariño. Agradezco profundamente haber coincidido con todos ustedes desde el comienzo de la carrera. Cada momento compartido, cada risa y cada conversación han contribuido de manera significativa a mi crecimiento personal y académico, haciendo de esta etapa una experiencia inolvidable.

Este proyecto también va dedicado a todos mis profesores sin excepción alguna. Ellos fueron los encargados de ser la guía que yo necesitaba para culminar con éxito la carrera. Su dedicación, paciencia y sabiduría han sido cruciales en mi desarrollo académico y profesional. A través de sus enseñanzas, he aprendido a superar desafíos y a perseverar en la búsqueda del conocimiento. Agradezco profundamente su compromiso y esfuerzo por brindarme una educación de calidad. Y en general, dedico este proyecto a todas esas personas que me han aconsejado y motivado en algún momento de mi vida, a aquellas que me han nutrido con sus experiencias, y también a aquellas que me han regalado su cariño tanto a mí como a mi familia. Reitero que fue gracias a la intervención de todos ustedes que culminaré mi carrera lleno de satisfacción y plenitud. Cada palabra de aliento, cada gesto de apoyo y cada consejo han sido fundamentales para alcanzar este logro. Este proyecto es un testimonio del impacto positivo que todos ustedes han tenido en mi vida, y mi agradecimiento hacia ustedes es infinito.

Este logro no es solo mío, sino de todos ustedes. Gracias por ser parte de mi historia y por ayudarme a escribir este capítulo tan importante. Este proyecto es para ustedes.

Carlos Garibay Molina







# AGRADECIMIENTOS

Quiero expresar mi más profundo agradecimiento a todas las personas que han sido parte fundamental de este logro académico. En primer lugar, a mi mamá y mi papá, por sus incalculables consejos, su inquebrantable apoyo y los valores que me han inculcado, los cuales han sido la base de mi formación personal y profesional. A mi hermano, por ser una fuente constante de inspiración y respaldo en cada paso del camino. A mi tía Guadalupe Zambrano, a quien recuerdo con inmenso cariño y gratitud por su apoyo, que han dejado una huella imborrable en mi vida. Agradezco a toda mi familia por su fe incondicional en mí y por confiar en cada una de mis decisiones y esfuerzos. Su amor y apoyo han sido pilares esenciales en mi trayectoria. A mis amigos, por nunca dejarme solo, por estar a mi lado en los buenos y malos momentos, y por ser una red de apoyo invaluable que ha hecho esta travesía mucho más llevadera.

A mis mentores, quienes a lo largo de mi vida me han enseñado valiosas lecciones y han compartido su conocimiento, moldeando mi camino y ayudándome a crecer tanto académica como personalmente. En especial a mis asesores, el Ing. Carlos Ríos Ramírez, el Dr. Juan Manuel Peza Tapia y el Dr. Alberto Luviano Juárez, quienes nos apoyaron con su conocimiento para poder lograr nuestros objetivos de manera satisfactoria, por su tiempo y su respaldo en los desafíos a lo largo de este proyecto. Al Instituto Politécnico Nacional, por brindarme las oportunidades y recursos necesarios para desarrollar mis habilidades y conocimientos.

Finalmente, agradezco a mi querido México, por ser la tierra que me ha visto crecer y que me ha ofrecido innumerables oportunidades para superarme y contribuir a su progreso. Este proyecto es un reflejo del esfuerzo colectivo y el apoyo de todas las personas que han creído en mí y me han acompañado en este camino. A todos ustedes, les extiendo mi más sincero agradecimiento y reconocimiento.

Diego Zambrano Ramírez.

Agradezco nuevamente a mi madre y a mi abuela, por ser los principales sostenes de mi vida. Ellas han sido las encargadas de que mis pasos sean firmes y seguros, y si en algún momento me caigo, sé que estarán allí para ayudarme a levantarme con palabras llenas de cariño y sabiduría. Su ejemplo y apoyo constante me han inspirado a superar cada obstáculo y a seguir adelante, sin importar cuán difícil sea el camino. Me considero una persona fuerte porque he sido criado por mujeres más fuertes que yo.

Gracias a mis amigos, que se han convertido en una nueva familia para mí, atenuando el hecho de que extrañara a la mía. Gracias por hacer amena mi trayectoria universitaria con su compañía, risas y momentos compartidos. Su camaradería y apoyo incondicional han sido esenciales para mi bienestar emocional y mi éxito académico. Cada uno de ustedes ha dejado una huella imborrable en mi vida y en este proyecto, y por ello les estoy muy agradecido.

Gracias a todos mis profesores, en especial al Ing. Carlos Ríos Ramírez, al Dr. Juan Manuel Peza Tapia y al Dr. Alberto Luviano Juárez. Su dedicación y pasión por la enseñanza nos han proporcionado el conocimiento y las herramientas necesarias para alcanzar nuestros objetivos de manera satisfactoria. Aprecio profundamente su tiempo, su respaldo y su paciencia en los desafíos que enfrentamos a lo largo de este proyecto. Su guía ha sido fundamental para mi desarrollo académico y profesional.

Al Instituto Politécnico Nacional, por brindarme las herramientas oportunas para desarrollar mis destrezas y capacidades. Su compromiso con la excelencia académica y su apoyo institucional han sido cruciales para la realización de esta tesis. Agradezco cada experiencia, cada lección y cada oportunidad que me han permitido crecer como estudiante y como individuo.

Carlos Garibay Molina

# Contenido

<b>Resumen</b>	<b>xv</b>
<b>Abstract</b>	<b>xvii</b>
<b>Índice de figuras</b>	<b>xxi</b>
<b>Índice de tablas</b>	<b>xxiv</b>
<b>Nomenclatura</b>	<b>xxv</b>
<b>Introducción</b>	<b>1</b>
Definición del problema . . . . .	2
Justificación . . . . .	5
Objetivo . . . . .	6
Objetivo general. . . . .	6
Objetivos específicos de Trabajo Terminal I. . . . .	6
Objetivos específicos de Trabajo Terminal II. . . . .	7
Enfoque mecatrónico . . . . .	7
Antecedentes . . . . .	9
Capitulado . . . . .	14
<b>1 Marco de referencia</b>	<b>15</b>
1.1 Marco teórico . . . . .	15
1.1.1 Variables del Sistema a Desarrollar . . . . .	15



1.1.1.1	Variables de Entrada . . . . .	15
1.1.1.2	Variables de Salida . . . . .	16
1.1.1.3	Variables de Estado . . . . .	16
1.1.2	Estructura de un Sistema Electromecánico . . . . .	16
1.1.2.1	Estructura Mecánica . . . . .	16
1.1.2.2	Transmisiones . . . . .	17
1.1.2.3	Actuadores . . . . .	17
1.1.2.4	Elementos Terminales y Grado de Libertad . . . . .	18
1.1.3	El Exoesqueleto . . . . .	18
1.1.4	Teleoperación . . . . .	19
1.1.4.1	Operador o Teleoperador . . . . .	19
1.1.4.2	Dispositivo Teleoperado . . . . .	20
1.1.4.3	Control y Canales de Comunicación . . . . .	20
1.1.4.4	Sensores . . . . .	20
1.1.5	Datos Antropométricos . . . . .	21
1.1.6	Sensores de Movimientos Inerciales . . . . .	23
1.1.7	Anatomía del Brazo y la Bioseñal . . . . .	23
1.1.8	Electromiografía . . . . .	24
1.1.8.1	Principales métodos de control de EMG . . . . .	25
1.1.8.1.1	Máquina de estados finitos . . . . .	25
1.1.8.1.2	Control proporcional . . . . .	25
1.1.8.1.3	Control mediante reconocimiento de patrones . . . . .	26
1.1.9	¿Qué implica la rehabilitación? . . . . .	26
1.1.9.1	Ejercicios de motricidad . . . . .	27
1.1.9.2	Entrenamiento para la movilidad . . . . .	27
1.1.9.3	Terapia inducida por restricción . . . . .	27
1.1.9.4	Terapia de amplitud de movimiento . . . . .	27
1.1.9.5	Estimulación eléctrica funcional . . . . .	27

1.1.9.6	Tecnología robótica . . . . .	28
1.2	Marco procedimental . . . . .	30
1.2.1	Metodología mecatrónica. . . . .	30
<b>2</b>	<b>Diseño del sistema</b>	<b>33</b>
2.1	Diseño Conceptual . . . . .	33
2.1.1	Necesidades - Requerimientos . . . . .	33
2.1.2	Arquitectura funcional (funciones) . . . . .	36
2.1.3	Arquitectura física . . . . .	36
2.1.4	Propuestas de solución . . . . .	37
2.1.5	Solución Propuesta . . . . .	37
2.1.6	Matrices de Selección de Componentes . . . . .	38
2.1.6.1	Sensores de Movimiento Inercial . . . . .	39
2.1.6.2	Sensores de Electrofisiología . . . . .	39
2.1.6.3	Acondicionamiento de Señal . . . . .	40
2.1.6.4	Procesamiento de Señal . . . . .	41
2.1.6.5	Actuadores . . . . .	42
2.1.6.6	Fuentes de Alimentación . . . . .	42
2.1.7	Grados de Libertad . . . . .	44
2.2	Diseño Detallado . . . . .	45
2.2.1	Detalle módulo I: Estructura del diseño mecánico. . . . .	45
2.2.2	Validación Módulo I . . . . .	50
2.3	Detalle Módulo II: Adquisición de Señales de los Sensores . . . . .	53
2.3.1	Sensor EMG . . . . .	53
2.3.1.1	Amplificador de Instrumentación . . . . .	53
2.3.1.2	Filtro Pasa Bajas . . . . .	53
2.3.1.3	Filtro Pasa Altas . . . . .	53
2.3.1.4	Filtro Pasa Banda . . . . .	54



2.3.1.5	Filtros de Muesca . . . . .	54
2.3.2	Sensor IMU . . . . .	57
2.3.3	Sensor Flex . . . . .	59
2.4	Validación Módulo II . . . . .	60
2.5	Detalle Módulo III: Sistema de Teleoperación y Control . . . . .	71
2.6	Validación Módulo III . . . . .	73
<b>3</b>	<b>Implementación del sistema</b>	<b>83</b>
3.1	Implementación módulo 1 (Sistema mecánico) . . . . .	83
3.1.0.1	Verificación (M1) . . . . .	86
3.2	Implementación módulo 2 (Teleoperación y señal de los sensores) . . . . .	91
3.2.0.1	Verificación (M2) . . . . .	92
3.3	Implementación módulo 3 (Pruebas de control) . . . . .	95
3.3.0.1	Verificación (M3) . . . . .	96
<b>4</b>	<b>Discusión / Análisis de resultados</b>	<b>107</b>
4.0.1	Análisis de ingeniería . . . . .	107
4.0.2	Análisis de costos . . . . .	107
4.1	Notas Adicionales . . . . .	108
4.1.1	Análisis de valor . . . . .	108
	<b>Conclusiones</b>	<b>109</b>
	Recomendaciones y trabajo futuro . . . . .	111
	<b>Referencias</b>	<b>113</b>
	<b>Apéndices</b>	<b>119</b>
	<b>Apéndice 1</b>	<b>121</b>

**Apéndice 2****125**





---

## Resumen

---

### **Resumen:**

Los problemas de movimiento de las extremidades superiores se encuentran presentes en cualquier tipo de personas, por esta razón, siempre es recomendable una rehabilitación específica para su funcionamiento. En este proyecto se presenta el desarrollo de una solución innovadora en la asistencia de la rehabilitación del brazo utilizando la integración de sensores inerciales y bioeléctricos, para controlar una estructura electromecánica de tipo exoesqueleto robótico de 3 grados de libertad acoplado en el brazo del paciente y manejado por el especialista mediante un sistema de teleoperación. El sistema propuesto utiliza algoritmos de procesamiento de señales para detectar y analizar los patrones de las señales obtenidas, y traducirlos en comandos de control para el sistema completo. Los sensores, junto con la tecnología de adquisición de señales y el control, permiten una interacción fluida entre el usuario y la estructura electromecánica. La intención de este proyecto es dar a conocer la solución al problema planteado, los objetivos a realizar y su desarrollo.

**Palabras Clave:** Movimiento, extremidad superior, estructura mecánica, sensores, control, sistema mecatrónico, teleoperación, señales electromiográficas (EMG), rehabilitación.



---

## Abstract

---

### **Abstract:**

Upper limb movement problems are present in any type of person, for this reason, it is always advisable a specific rehabilitation for its operation. This project presents the development of an innovative solution for arm rehabilitation assistance using the integration of orientation, inertial and bioelectric sensors to control an electromechanical structure of robotic exoskeleton type with 3 degrees of freedom attached to the patient's arm and operated by the specialist through a teleoperation system. The proposed system uses signal processing algorithms to detect and analyze the patterns of the obtained signals, and translate them into control commands for the complete system. The sensors, together with the signal acquisition technology and control, enable a seamless interaction between the user and the electromechanical structure. The intention of this project is to present the solution to the problem posed, the objectives to be achieved and its development.

**Keywords:** Movement, upper extremity, mechanical structure, sensors, control, mechatronic system, teleoperation, electromyographic signals (EMG), rehabilitation.

# Índice de figuras

1	Estadística de accidentes que provocaron lesiones en extremidades superiores. . .	2
2	Movimientos requeridos. . . . .	4
1.1	Estructura de un sistema electromecánico. . . . .	17
1.2	Ejemplo de exoesqueleto robótico para brazo. . . . .	19
1.3	Teleoperación aplicada a la realidad virtual. . . . .	21
1.4	Antropométricos de la mujer. . . . .	21
1.5	Antropométricos del hombre. . . . .	22
1.6	Sistema muscular de las extremidades superiores. . . . .	24
1.7	Captura de la señal EMG . . . . .	25
1.8	Diagrama de bloques del controlador proporcional EMG. . . . .	26
1.9	Diagrama de flujo propuesto para un protocolo de rehabilitación. . . . .	29
1.10	Metodología de diseño para el desarrollo de sistemas mecatrónicos, VDI 2206. .	31
2.1	Diagrama del sistema mecatrónico teleoperado para la asistencia en la rehabilitación de extremidad superior. . . . .	36
2.2	Diagrama del sistema mecatrónico teleoperado para la asistencia en la rehabilitación de extremidad superior. . . . .	37
2.3	Ejemplo de acoplamiento. . . . .	38
2.4	Posición de reposo. . . . .	46
2.5	Elevación frontal del hombro. . . . .	47
2.6	Flexión del codo. . . . .	48



2.7	Propiedades físicas del diseño. . . . .	50
2.8	Análisis de estrés. . . . .	51
2.9	Análisis de deformación. . . . .	52
2.10	Diagrama del algoritmo de procesamiento de la señal EMG. . . . .	55
2.11	Módulo AD8232. . . . .	56
2.12	Sensor MPU6050. . . . .	57
2.13	Algoritmo sensor MPU6050. . . . .	58
2.14	Algoritmo sensor flex. . . . .	59
2.15	Sensor flex. . . . .	60
2.16	Simulación del filtro pasa-altas. . . . .	61
2.17	Simulación del filtro pasa-altas. . . . .	62
2.18	Simulación del filtro pasa-bajas con frecuencias mayores a la de corte. . . . .	62
2.19	Simulación del filtro pasa-bajas con frecuencias por debajo de la de corte. . . . .	63
2.20	Bode. . . . .	64
2.21	Bode. . . . .	64
2.22	Simulación del filtro pasabandas. . . . .	65
2.23	Simulación del filtro pasabandas. . . . .	65
2.24	Simulación del filtro pasabandas. . . . .	66
2.25	Simulación del filtro de muesca. . . . .	66
2.26	Simulación del filtro de muesca. . . . .	68
2.27	Simulación del circuito de adquisición de señales. . . . .	68
2.28	Simulación del circuito de adquisición de señales. . . . .	69
2.29	Lecturas del MPU6050. . . . .	70
2.30	Comportamiento del sensor flex. . . . .	70
2.31	Algoritmo general. . . . .	71
2.32	Algoritmo de las rutinas . . . . .	72
2.33	Sensores controlados por Arduino NANO. . . . .	73
2.34	Componentes del servomotor. . . . .	76



3.1	Hombarrera. . . . .	84
3.2	Primer eslabón. . . . .	84
3.3	Corredera para ajustar el bíceps en el primer eslabón. . . . .	85
3.4	Segundo eslabón. . . . .	85
3.5	Abrazadera fija para antebrazo. . . . .	86
3.6	Abrazadera corrediza para ajustar el antebrazo. . . . .	86
3.7	Hombarrera en aluminio 6061. . . . .	87
3.8	Eslabón para el bíceps en aluminio 6061. . . . .	88
3.9	Eslabón para el antebrazo en aluminio 6061. . . . .	89
3.10	Ensamble de las piezas maquinadas. . . . .	90
3.11	Recepción de datos de los sensores. . . . .	92
3.12	Impresión de datos de cada sensor en la interfaz . . . . .	93
3.13	Movimiento de sensor e impresión de datos . . . . .	93
3.14	Colocación de los electrodos superficiales y activación del módulo AD8232. . . . .	94
3.15	Movimiento de sensor emg e impresión de datos en pantalla OLED . . . . .	95
3.16	Reposo. . . . .	96
3.17	Flexión del codo en el plano sagital. . . . .	97
3.18	Elevación del brazo en el plano sagital. . . . .	98
3.19	Combinación de flexión de codo y elevación del brazo en plano sagital. . . . .	99
3.20	Elevación del brazo y flexión del codo en plano coronal. . . . .	100
3.21	Elevación del brazo en plano coronal. . . . .	101
3.22	Movimiento de MPU1 . . . . .	102
3.23	Movimiento de MPU2 . . . . .	103
3.24	Estado de reposo . . . . .	104
3.25	Movimiento de MPU1, MPU2 y Flex. . . . .	105
A.1	Plano de diseño de la hombarrera (unidades en mm). . . . .	121
A.2	Plano de diseño del eslabón para el bíceps (unidades en mm). . . . .	122



A.3	Plano de diseño de la abrazadera corrediza del eslabón para el bíceps (unidades en mm). . . . .	122
A.4	Plano de diseño del eslabón para el antebrazo (unidades en mm). . . . .	123
A.5	Plano de diseño de la abrazadera fija para el eslabón del antebrazo (unidades en mm). . . . .	124
A.6	Plano de diseño de la abrazadera corrediza para el eslabón del antebrazo (unidades en mm). . . . .	124
B.1	Código implementado (declaración de variables y librerías). . . . .	125
B.2	Void setup. . . . .	126
B.3	Void loop (parte 1). . . . .	127
B.4	Void loop (parte 2). . . . .	128
B.5	Funciones para MPU6050 . . . . .	128
B.6	Funciones para pantalla OLED . . . . .	129
B.7	Funciones para pantalla OLED. . . . .	129
B.8	Función para sensor flex. . . . .	130





# Índice de tablas

1	Resumen de Trabajos en Control Mioeléctrico y Exoesqueletos . . . . .	9
2	Antecedentes en teleoperación . . . . .	10
3	Productos comerciales - Parte 1. . . . .	11
5	Comparativa de otros trabajos vs el proyecto a desarrollar. . . . .	13
1.1	Datos antropométricos de la mujer mexicana . . . . .	22
1.2	Datos antropométricos del hombre mexicano . . . . .	22
2.1	Descripción general de cada elemento del sistema. . . . .	35
2.2	Clasificación de criterios para la selección de sensores de movimiento inercial. . . . .	39
2.3	Matriz de selección para sensores de movimiento inercial. . . . .	39
2.4	Clasificación de criterios para la selección de sensores de electrofisiología. . . . .	39
2.5	Matriz de selección de sensores de electrofisiología (electrodos). . . . .	40
2.6	Matriz de selección para acondicionadores de señal (amplificadores). . . . .	40
2.7	Clasificación de criterios para la selección de acondicionadores de señal (Ampli- ficadores). . . . .	41
2.8	Clasificación de criterios para la selección de procesadores de señal. . . . .	41
2.9	Matriz de selección para procesadores de señal. . . . .	41
2.10	Clasificación de criterios para la selección de actuadores. . . . .	42
2.11	Matriz de selección para actuadores. . . . .	42
2.12	Clasificación de criterios para la selección de fuentes. . . . .	42
2.13	Matriz de selección para fuentes de alimentación. . . . .	43



4.1	Presupuesto estimado de los componentes del proyecto de rehabilitación. . . .	108
-----	---	-----

---

## Nomenclatura

---

### ACRÓNIMOS

CAD	Diseño Asistido por Computadora
EMG	Electromiografía. Una técnica que mide la actividad eléctrica de los músculos, proporcionando información valiosa sobre la contracción muscular.
GDL	Grado de libertad. Número de movimientos independientes que un sistema mecánico o robot puede realizar.
Hz	Unidad de frecuencia que equivale a hertz.
IDEF-0	Definición de integración por modelado de funciones ( <i>por sus siglas en inglés Functional Breakdown Structure</i> )
NOM	Norma Oficial Mexicana
PDS	Procesamiento Digital de Señales. Técnicas utilizadas para analizar y procesar señales, como las señales EMG.



---

## Introducción

---

El cuerpo humano es capaz de realizar una amplia variedad de movimientos gracias a la interacción de varios sistemas y órganos. La extremidad superior, por ejemplo, es responsable de una serie de movimientos limitados pero eficientes para llevar a cabo diversas actividades. Existen diversas circunstancias en las que una persona puede experimentar pérdida parcial o total de la movilidad en una extremidad. Estas pueden ser causadas por lesiones traumáticas, accidentes cerebrovasculares, enfermedades neurológicas, lesiones en la médula espinal, enfermedades musculoesqueléticas [1], complicaciones en cirugías o simplemente debido al proceso de envejecimiento [2].

La rehabilitación se vuelve necesaria cuando la capacidad de realizar movimientos se ve comprometida y su objetivo principal es la reeducación para compensar la pérdida funcional [3]. En la actualidad, la aplicación de tecnología en diversas áreas de rehabilitación está ganando popularidad, ya que existen dispositivos comerciales que ayudan a los especialistas en la realización de la rehabilitación completa [4].

Los exoesqueletos robóticos son estructuras electromecánicas que están diseñados para proporcionar apoyo y asistencia física a los usuarios, ya sea para mejorar la capacidad de carga y resistencia o para ayudar en la recuperación y rehabilitación en el campo de la salud [5].

En el marco de este proyecto, se llevará a cabo el desarrollo de una estructura electromecánica de 3 grados de libertad, diseñado específicamente para replicar los movimientos de la



extremidad superior del cuerpo para asistir su rehabilitación. Esta estructura será controlada mediante teleoperación, lo que implica la implementación de un sistema maestro-esclavo.

## Definición del problema

La mayoría de los casos de pérdida de funciones musculares en el cuerpo se deben a accidentes cerebrovasculares en los cuales se interrumpe el suministro de sangre y oxígeno al cerebro, lo que lleva a la pérdida de función motora en una o más extremidades, y por trastornos musculoesqueléticos que incluyen a las lesiones traumáticas que pueden ocurrir en accidentes automovilísticos, caídas, en deportes de alto impacto y lesiones que puedan ocasionar daños en los nervios, huesos, músculos o tejidos blandos [1].

De acuerdo con datos registrados por el Sistema de Información de la Secretaría de la Salud de México (SISS) desde el año 2017 hasta el año 2022 se registraron alrededor de 92,000 accidentes por año que provocaron la lesión de las extremidades superiores [6].

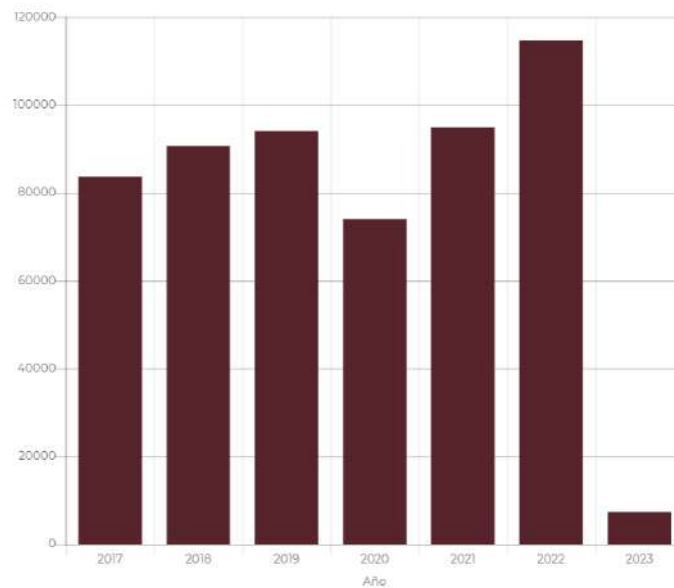


Imagen 1: Estadística de accidentes que provocaron lesiones en extremidades superiores [6].

También hay que considerar que después de un evento vascular cerebral, solo el 10 % de



los sobrevivientes logrará una recuperación espontánea en las siguientes 12 semanas, mientras que el 80 % requerirá rehabilitación y probablemente se beneficiará de ella. Sin embargo, existe un grupo del 10 % que requerirá rehabilitación, pero es probable que no logre beneficios significativos [7].

Por esta razón, es necesario considerar el desarrollo de tecnologías que asistan al especialista en el proceso de rehabilitación. Un enfoque prometedor es el uso de un exoesqueleto para la extremidad superior controlado por teleoperación, el cual puede brindar apoyo en la realización de los movimientos del paciente.

Con base en esta premisa, el problema que se plantea es lograr la integración de tecnologías para desarrollar una estructura mecánica teleoperada para asistir al especialista en la rehabilitación de la extremidad superior de una persona. Para empezar, tenemos que resolver los siguientes retos ingenieriles.

- En primer lugar, se debe diseñar y construir un sistema mecatrónico que permita imitar los movimientos y las posiciones naturales del brazo. Para evitar que el paciente se lastime limitaremos el rango de movimiento de 0 a 90 grados en el plano sagital y coronal para los movimientos de elevación y flexión del hombro y del codo respectivamente, como se ilustra a continuación.



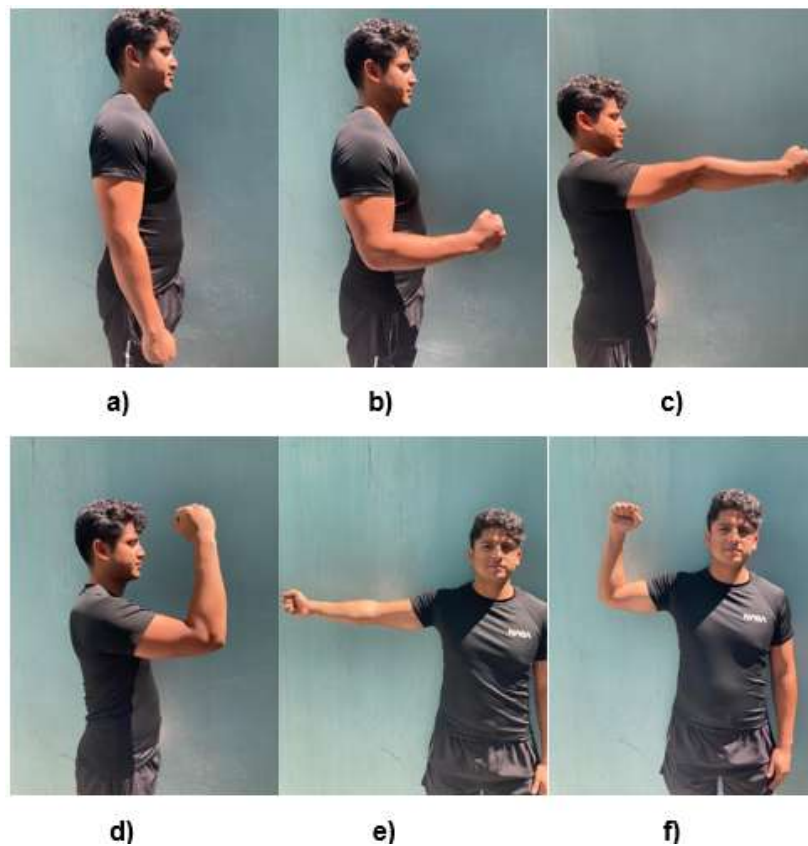


Imagen 2: **Movimientos requeridos.** a) Reposo, b) Flexión del codo en el plano sagital, c) Elevación del brazo en el plano sagital, d) Combinación de flexión de codo y elevación del brazo en plano sagital, e) elevación del brazo en plano coronal, f) elevación del brazo y flexión del codo en plano coronal.

- Esta deberá ser ergonómica y debe evitar una fatiga mayor a la que el paciente esté acostumbrado al realizar sus actividades cotidianas.
- También deberá soportar su propio peso y el del brazo del usuario.

Asimismo, tiene que incluir sensores y actuadores para obtener los movimientos generados por el sistema maestro y replicarlos en el sistema esclavo.



## Justificación

La mecatrónica combina conocimientos de mecánica, electrónica y control para diseñar sistemas complejos. En este proyecto, al utilizar un sistema maestro-esclavo con sensores de movimiento inercial, la mecatrónica permite la integración sinérgica de estas disciplinas. La mecánica se encarga del diseño y construcción de estructura, la electrónica se ocupa de los circuitos y la adquisición de datos de los sensores, y el control se encarga de interpretar y procesar las señales para controlar el sistema.

El sistema de rehabilitación servirá como una herramienta de apoyo al especialista en el proceso de rehabilitación. Mediante la teleoperación, el especialista podrá controlar la estructura de forma remota, facilitando el monitoreo y la guía del movimiento del paciente durante las sesiones de rehabilitación. También permitirá hacer el proceso de rehabilitación más práctico y menos exhaustivo para el especialista. La integración de tecnologías mecatrónicas agilizará y automatizará ciertos aspectos del proceso de rehabilitación, reduciendo la carga de trabajo del especialista.

El sistema propuesto utiliza un enfoque de control maestro-esclavo, donde el especialista controla la estructura a través de la teleoperación. Esta modalidad de control permite una interacción intuitiva y directa entre el especialista y el paciente, lo que facilita la personalización de la terapia y brinda una experiencia más cercana a la intervención manual de un terapeuta que aquellos que son completamente automatizados.

Los beneficiados del proyecto serán pacientes que presenten estas limitaciones de movimiento, brindándoles una terapia más práctica. También beneficiará a los especialistas en rehabilitación al proporcionarles una herramienta tecnológica para apoyar su labor. Además, las instituciones de salud y centros de rehabilitación se beneficiarían al ofrecer otras opciones de rehabilitación además de la tradicional.

Aunque existan centros públicos que ofrezcan un servicio barato o incluso gratuito, este tipo de procedimientos pueden ser agotadores para los terapeutas y si tienen múltiples sesiones durante el día, es probable que no en todas puedan desempeñarse de forma óptima, que es



otra razón para implementar este tipo de proyectos.

Además, se espera que este proyecto contribuya al avance del conocimiento en el campo de la ingeniería mecatrónica aplicada a la rehabilitación del brazo. Los resultados obtenidos podrían servir como base para el desarrollo de tecnologías más sofisticadas y mejoradas en el futuro, brindando mayores oportunidades de recuperación y rehabilitación a las personas que han sufrido lesiones o discapacidades en el brazo y/o alguna otra parte del cuerpo humano.

## Objetivo

### Objetivo general.

Diseñar y construir un sistema mecatrónico teleoperado de 3 grados de libertad para la asistencia en la rehabilitación de la extremidad superior.

### Objetivos específicos de Trabajo Terminal I.

1. Diseñar la estructura de 3 grados de libertad con la capacidad de realizar movimientos siguiendo los comandos generados por un sistema de teleoperación (selección de material y de componentes específicos).
2. Diseñar el circuito eléctrico integrando el concepto de teleoperación y los sensores inerciales y de señales bioeléctricas; este circuito servirá para la adquisición de las señales que se procesarán.
3. Diseñar un algoritmo de procesamiento de señales que permita interpretar y analizar los datos adquiridos por los sensores. El diseño se hará haciendo una comparación de técnicas de procesamiento de cada tipo de señal.
4. Diseñar un sistema de control que permita la comunicación y coordinación entre el sistema de teleoperación, el circuito eléctrico y la estructura mecánica. Para el diseño se deberán contemplar los requisitos.



## Objetivos específicos de Trabajo Terminal II.

1. Construir la estructura mecánica siguiendo las especificaciones y consideraciones del diseño previo para acoplarse al paciente.
2. Implementar la estructura, ensamblando y conectando los componentes de manera adecuada para asegurar su correcto funcionamiento.
3. Construir el circuito eléctrico diseñado, asegurando una correcta conexión y configuración de los sensores y dispositivos necesarios para la adquisición de señales.
4. Implementar el algoritmo de procesamiento de señales diseñado, programando y ajustando el software necesario para interpretar y analizar los datos capturados por los sensores.
5. Realizar pruebas del funcionamiento adecuado del sistema que se llevarán a cabo en los laboratorios de Trabajo Terminal de la Unidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas.

## Enfoque mecatrónico

La base de nuestro proyecto es la creación de un sistema mecatrónico teleoperado de 3 grados de libertad diseñado específicamente para apoyar a los movimientos naturales de la extremidad superior del cuerpo. Esto es esencial para ayudar en la rehabilitación y recuperación de los pacientes. La mecatrónica se convierte en la columna vertebral de esta iniciativa, ya que integra de manera sinérgica la mecánica, la electrónica y el control.

En el ámbito mecánico, se diseñará una estructura que limita el rango de movimiento para evitar lesiones, al tiempo que soporta tanto su propio peso como el del brazo del usuario. Esto es crucial para garantizar que la rehabilitación sea segura y efectiva. La electrónica desempeña un papel fundamental al incorporar sensores de movimiento inercial y mioeléctrico para adquirir datos precisos de los movimientos. Estos datos se utilizarán en el proceso de control. Otro aspecto destacado es el control, donde se implementa un sistema maestro-esclavo que



permite al especialista en rehabilitación controlar la estructura de rehabilitación. Esto ofrece una interacción intuitiva y directa entre el especialista y el paciente, lo que personaliza la terapia y brinda apoyo al proceso de rehabilitación.



## Antecedentes

### Trabajos internos

Tabla 1: Resumen de Trabajos en Control Mioeléctrico y Exoesqueletos

Año	Título	Características
2007	Control mioeléctrico para antebrazo manipulador [8]	<ul style="list-style-type: none"> <li>Adquisición, procesamiento y análisis de las señales de control.</li> </ul>
2008	Sistema de control de un brazo mecánico de 4 grados de libertad a través de análisis de movimiento del antebrazo humano por el método de videografía [9].	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sistema de videografía para la obtención de las curvas cinemáticas mediante la visualización del movimiento del miembro superior.</li> </ul>
2016	Prototipo de exoesqueleto háptico para la porción libre del miembro superior [10].	<ul style="list-style-type: none"> <li>Prototipo para replicar los movimientos de flexión-extensión y pronación-supinación de la articulación del codo.</li> </ul>
2017	Exoesqueleto de miembro inferior para personas con paraplejia [11].	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sistema de 6 grados de libertad, 4 actuadores lineales y control EMG.</li> </ul>



Tabla 2: Antecedentes en teleoperación

Año	Título	Características
2008	Robot móvil teledirigido para seguimiento de trayectorias [12].	<ul style="list-style-type: none"><li>■ Utilización del módulo XBee como dispositivo de comunicación con técnicas de radiofrecuencia para el control del robot.</li></ul>
2012	Interacción de una aplicación web utilizando el Kinect [13].	<ul style="list-style-type: none"><li>■ Desarrollo de una interfaz mediante comandos de movimiento del cuerpo humano.</li></ul>
2012	Desarrollo de un simulador de suministro de sustancias teleoperado por datos obtenidos de movimientos de la mano [14].	<ul style="list-style-type: none"><li>■ Diseño y desarrollo de un prototipo de guante que capta los datos de los movimientos de las manos y los replica en una simulación para ser validados por un sistema electromecánico.</li></ul>



## Trabajos Externos

### Productos comerciales

#### Comparativa de Otros Trabajos vs el Proyecto a Desarrollar

Tabla 3: Productos comerciales - Parte 1.

Equipo	Descripción
MyoPro	Es una innovadora órtesis motorizada diseñada para rehabilitar y mejorar la función de las extremidades superiores paralizadas o debilitadas. Este dispositivo ortopédico ofrece a los usuarios la capacidad de realizar acciones y actividades cotidianas [15].
ArmeoPower	Exoesqueleto robótico para rehabilitación de extremidades es un dispositivo diseñado para brindar apoyo y resistencia ajustables durante la rehabilitación [16].
ArmAssist	Dispositivo con aspecto de brazo robótico para rehabilitación del miembro superior (brazo, muñeca y mano) en pacientes que han sufrido un ictus [17].
Robot Diego	El sistema robótico y de realidad virtual desarrollado para la rehabilitación de las extremidades superiores es una innovadora solución diseñada para facilitar la recuperación de pacientes [18].
Robot Pablo	Innovadora herramienta que permite captar la fuerza de presión ejercida por el usuario al agarrar o soltar objetos [18].





## Productos comerciales - Parte 2.

Equipo	Descripción
Control de Señales EMG para el Movimiento de un Brazo Robótico de Tres Grados de Libertad	En la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, cuatro alumnos desarrollaron un sistema de adquisición de señales electromiográficas (EMG). Este sistema consta de 5 canales y utiliza electrodos colocados en la piel para capturar las señales generadas por los músculos cuando se produce un potencial de acción en ellos [19].
Brazo robótico controlado por señales Electromiográficas EMG	En la Universidad de los Llanos, Colombia, se llevó a cabo la construcción de un brazo robótico controlado mediante señales electromiográficas (EMG). Este sistema utiliza electrodos conectados al brazo del paciente para captar las señales EMG generadas por los músculos. Estas señales son procesadas por sensores superficiales de EMG [20].
Luna EMG	Luna EMG es un sistema de terapia con robots que combina el análisis y la estimulación del movimiento utilizando electromiografía de superficie (EMG). Este sistema se utiliza tanto para el diagnóstico como para la rehabilitación de pacientes con diversas condiciones ortopédicas, neurológicas, post tratamiento oncológico, personas mayores, entre otros [21].



Tabla 5: Comparativa de otros trabajos vs el proyecto a desarrollar.

Ventajas de este proyecto	Ventajas de otros proyectos
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Diseño específico para la rehabilitación de la extremidad superior (solo brazo).</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Utilizan métodos diferentes como la integración de visión artificial, terapia inmersiva con realidad virtual, entre otras.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Utilización de tecnología teleoperada para el control del sistema.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Algunos consideran en su diseño más grados de libertad, lo que les permite realizar más combinaciones de movimientos.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Existe una interacción entre el especialista y el paciente a diferencia de productos completamente automatizados.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Algunos pueden manufacturar sus productos con mejores materiales debido a que su empresa se encuentra establecida en el mercado y poseen más facilidades económicas.</li> </ul>
<ul style="list-style-type: none"> <li>• A diferencia de otros, el nuestro ofrece una biorretroalimentación a través del procesamiento de señales bioeléctricas para monitorear los movimientos generados.</li> </ul>	
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Algunos productos son más caros debido al reconocimiento de sus empresas en el mercado.</li> </ul>	



## Capitulado

En los próximos capítulos, se presentará el proceso de creación de un sistema mecatrónico de 3 grados de libertad para la rehabilitación de la extremidad superior. Se proporcionará una visión más profunda de la razón detrás de este proyecto y se explicará cómo se desarrollará el diseño del sistema mecatrónico teleoperado.

En el primer capítulo, titulado "Marco de Referencia", se expondrán las teorías que ayudarán a entender los principios y conceptos que sustentan este proyecto, así como la metodología de diseño mecatrónico que se utilizará para lograr un diseño sólido y viable.

En el capítulo 2, llamado "Diseño del Sistema", se llevará a cabo la implementación del proceso ya mencionado. Se abordará el diseño tanto conceptual como detallado, haciendo uso de las herramientas proporcionadas por la metodología de diseño mecatrónico para garantizar que todo el diseño sea válido y esté respaldado.

En el capítulo 3, titulado "Implementación del Sistema", se proporcionará un detalle completo del proceso llevado a cabo para construir el sistema mecatrónico de 3 grados de libertad teleoperado.

### 1.1. Marco teórico

#### 1.1.1. Variables del Sistema a Desarrollar

El proceso de rehabilitación mediante este sistema involucra una estructura diseñada para adaptarse a las características anatómicas del brazo, el uso de sensores de movimientos inerciales para capturar datos cinemáticos, la utilización de bioseñales para el control del sistema, y la interacción entre las variables de entrada, salida y estado para lograr una asistencia adecuada en la rehabilitación de la extremidad superior [22].

##### 1.1.1.1. Variables de Entrada

Las variables de entrada de este proceso de rehabilitación son los comandos de control generados por el especialista a través del sistema de teleoperación. Estos comandos se basan en la interpretación de las señales EMG y en la observación de los movimientos del paciente, que serán para el sistema de control [22].



### 1.1.1.2. Variables de Salida

Las variables de salida son las respuestas del sistema mecatrónico, es decir, los movimientos asistidos realizados por el dispositivo en respuesta a los comandos de control [22].

### 1.1.1.3. Variables de Estado

Las variables del estado son las variables internas del sistema, como las velocidades y la configuración del robot. Estas variables se determinan a partir de la información capturada por los sensores y se utilizan para calcular las fuerzas o pares generados por los actuadores integrados en la estructura mecánica. La relación entre las velocidades y la configuración de la estructura y las fuerzas o pares se establece mediante modelos matemáticos y algoritmos de control específicos del sistema [22].

## 1.1.2. Estructura de un Sistema Electromecánico

La estructura de un sistema electromecánico comprende varios elementos que desempeñan funciones específicas. Estos elementos incluyen la estructura mecánica, las transmisiones, los actuadores, el sistema sensorial, el sistema de control y los elementos terminales [23].

### 1.1.2.1. Estructura Mecánica

Consiste en una serie de eslabones unidos mediante articulaciones que permiten el movimiento relativo entre ellos. La configuración física de la mayoría de los robots industriales se basa en la anatomía del brazo y la mano humana [23].

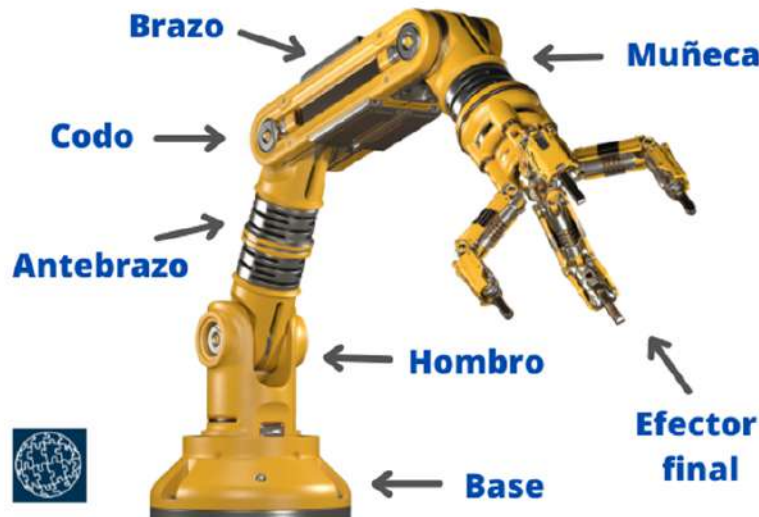


Imagen 1.1: Estructura de un sistema electromecánico [24]

#### 1.1.2.2. Transmisiones

Desempeñan un papel crucial en la transferencia de movimiento desde los actuadores hasta las articulaciones del robot. Estas se encargan de transmitir de manera eficiente la potencia generada por los actuadores, adaptando el par y la velocidad de salida a los valores necesarios para el movimiento de los elementos del robot. Los reductores pueden ser de diferentes tipos, como reductores de engranajes, correa-polea, tornillo sin fin, entre otros. Cada tipo de reductor tiene sus propias ventajas y limitaciones en términos de eficiencia, precisión, tamaño y capacidad de carga [23].

#### 1.1.2.3. Actuadores

Son los componentes motores que generan el movimiento de las articulaciones del robot. Pueden ser de tipo hidráulico, neumático, eléctrico o basados en aleaciones con memoria de forma (SMA, por sus siglas en inglés), dependiendo de la energía que consuman [23].

Las velocidades angulares están relacionadas con los pares generados por los actuadores según la Ley de Newton para el movimiento rotacional, que establece que el par (torque) es igual al



momento de inercia multiplicado por la aceleración angular. Aquí, la aceleración angular es la tasa de cambio de la velocidad angular. A medida que las velocidades angulares del robot cambian, también lo hacen los pares generados por los actuadores [23].

Las velocidades angulares están relacionadas con los pares generados por los actuadores según la Ley de Newton para el movimiento rotacional, que establece que el par (torque) es igual al momento de inercia multiplicado por la aceleración angular. Aquí, la aceleración angular es la tasa de cambio de la velocidad angular. A medida que las velocidades angulares del robot cambian, también lo hacen los pares generados por los actuadores [23].

#### 1.1.2.4. Elementos Terminales y Grado de Libertad

Los elementos terminales se refieren al componente final del sistema que tiene la capacidad de agarrar la carga máxima. Estos elementos deben ser de dimensiones y peso reducidos, lo que a menudo requiere soluciones personalizadas para aplicaciones específicas [23].

Grado de libertad es un concepto que se utiliza para describir el movimiento de las partes que componen un robot. Representa la capacidad de realizar movimientos independientes en cada articulación [23].

#### 1.1.3. El Exoesqueleto

El exoesqueleto es una estructura externa electromecánica de cierta rigidez que es montada sobre el cuerpo para restaurar, rehabilitar o potenciar la función motora humana. Transmite pares de fuerza a través de actuadores situados en las articulaciones del individuo [25]. El mismo dispositivo con diferentes algoritmos de control puede utilizarse en cuatro modos de funcionamiento:

- Fisioterapia: El paciente realiza actividad física de manera activa ayudado por el exoesqueleto y de acuerdo con parámetros definidos por el fisioterapeuta [25].
- Dispositivo de Asistencia: Cuando el individuo requiere mover cargas muy pesadas, el

exoesqueleto cumple la función de soportar el peso de dichas cargas [25].

- Dispositivo Háptico: El sujeto físicamente interactúa con un objeto virtual mientras que las fuerzas generadas a través de la interacción realimentan al sujeto por medio del exoesqueleto. Es posible determinar forma, rigidez y textura de los objetos virtuales [25].
- Dispositivo Maestro: El operador utiliza el exoesqueleto para controlar un sistema robótico en modo de teleoperación (maestro/esclavo). El exoesqueleto le refleja al operario las fuerzas empleadas por el robot en la medida que interactúa con el ambiente [25].

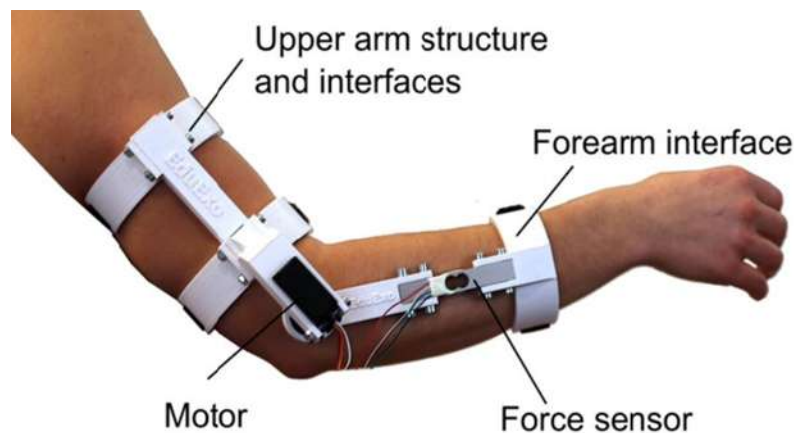


Imagen 1.2: Ejemplo de exoesqueleto robótico para brazo [26]

#### 1.1.4. Teleoperación

En la teleoperación, un operador humano controla a distancia un sistema o robot mediante tecnología específica, este puede ser completamente inalámbrico o de conexión directa [27]. Este sistema consta de varios elementos interrelacionados:

##### 1.1.4.1. Operador o Teleoperador

Es el ser humano encargado de controlar la operación a distancia. Puede realizar un control continuo sobre el dispositivo teleoperado o intervenir de manera intermitente, enfocándose en supervisar y proporcionar objetivos y planes periódicamente [28].





#### 1.1.4.2. Dispositivo Teleoperado

Es la máquina, como un manipulador, un robot, un vehículo u otro dispositivo similar, que se encuentra en la zona remota y es controlado por el operador. Este dispositivo ejecuta las acciones requeridas según las instrucciones del operador [28].

#### 1.1.4.3. Control y Canales de Comunicación

Estos elementos se encargan de modular, transmitir y adaptar las señales entre la zona remota y la local. Incluyen dispositivos de procesamiento que gestionan la transferencia de información y comandos entre el operador y el dispositivo teleoperado [28].

#### 1.1.4.4. Sensores

Son dispositivos que recopilan información tanto de la zona local (donde se encuentra el operador) como de la zona remota (donde se encuentra el dispositivo teleoperado). Estos sensores capturan datos relevantes que se utilizan en el interfaz y el control del sistema [28].

La teleoperación permite a los humanos realizar tareas en entornos remotos o peligrosos, brindando una forma de control y manipulación precisa a través de la tecnología. Los avances en la teleoperación han facilitado aplicaciones en diversos campos, como la exploración espacial, la cirugía mínimamente invasiva y las operaciones en entornos peligrosos [28].



Imagen 1.3: Teleoperación aplicada a la realidad virtual [29]

### 1.1.5. Datos Antropométricos

En México, se recolectaron datos antropométricos, la muestra se midió en 8228 sujetos con un rango de edad de 2 a 85 años. El muestreo fue dividido en varias secciones de edad; en esta ocasión se eligió a trabajadores industriales con el rango de edad de 18-65 años, del sexo femenino se seleccionaron 204 para la adquisición de datos y para el sexo masculino fueron 396 [30].

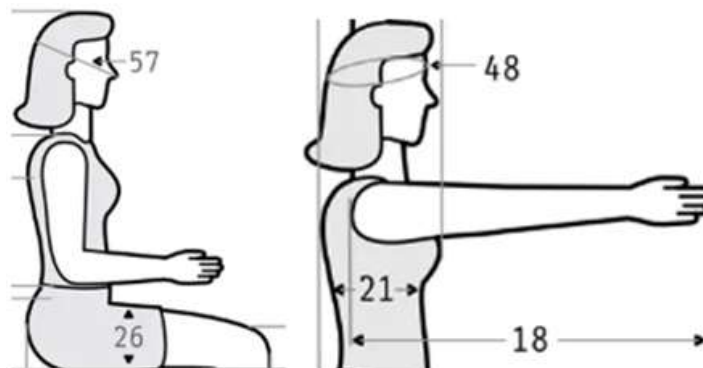


Imagen 1.4: Antropométricos de la mujer [30].



Tabla 1.1: Datos antropométricos de la mujer mexicana

Percentiles	5	50	95
Alcance    brazo frontal	631	684	741
Codo-mano	327	381	443
Hombro-codo	304	303	298

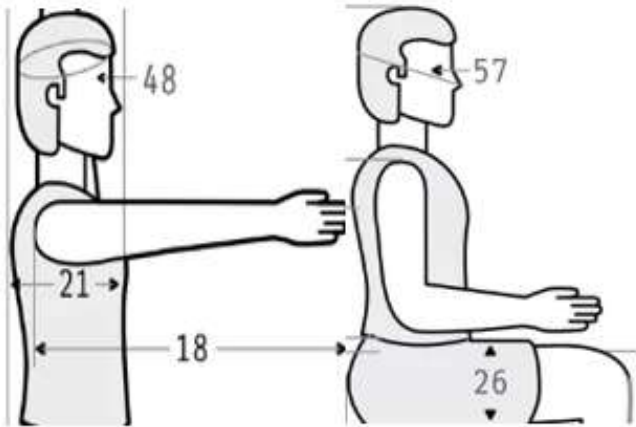


Imagen 1.5: Antropométricos del hombre [30]

Tabla 1.2: Datos antropométricos del hombre mexicano

Percentiles	5	50	95
Alcance    brazo frontal	590	648	810
Codo-mano	334	337	348
Hombro-codo	256	311	462



### 1.1.6. Sensores de Movimientos Inerciales

Los sensores inerciales, que incluyen un acelerómetro triaxial, un giroscopio y un magnetómetro, proporcionan información sobre la orientación y movimiento de un objeto en el espacio. Al utilizar estos sensores, podemos obtener la orientación o posición en 3D de un miembro del cuerpo humano en tiempo real. Al colocar dos sensores en diferentes partes del cuerpo, podemos obtener el movimiento relativo entre esos dos miembros, incluyendo el ángulo articular y la velocidad angular [31].

### 1.1.7. Anatomía del Brazo y la Bioseñal

El brazo se extiende desde el hombro hasta el codo. En el codo tienen lugar dos tipos de movimientos entre el brazo y el antebrazo: flexión-extensión y pronación-supinación. Los músculos que llevan a cabo estos movimientos se dividen claramente en un grupo anterior y uno posterior, separados por el húmero y los tabiques intermusculares medial y lateral [32]. Los músculos del brazo se dividen en grupos flexores y extensores. Algunos músculos importantes incluyen el bíceps braquial, que flexiona el codo y supina el antebrazo, y el tríceps braquial, que extiende el codo. Además, los músculos del antebrazo, como los flexores y extensores de la muñeca y los dedos, también desempeñan un papel en los movimientos del brazo [32].

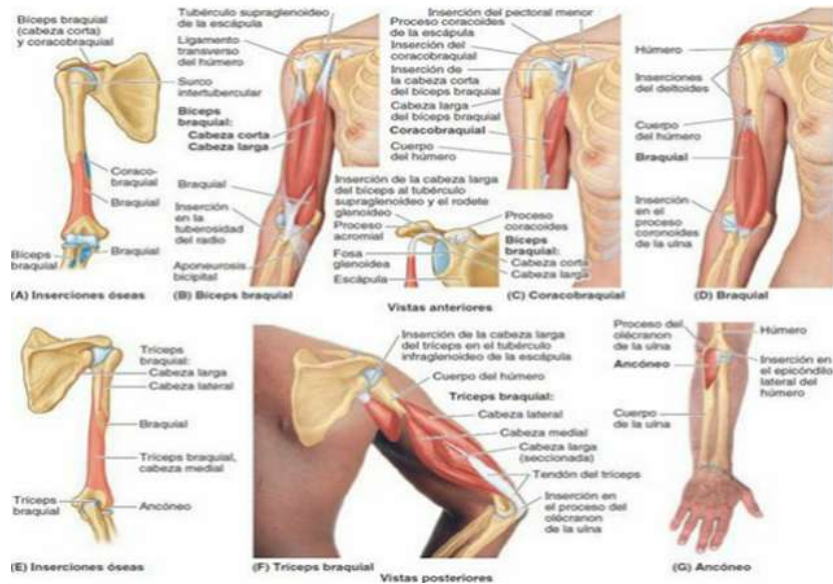


Imagen 1.6: Sistema muscular de las extremidades superiores [32].

### 1.1.8. Electromiografía

La electromiografía (EMG) se ocupa de detectar, analizar y utilizar la señal eléctrica generada cuando un músculo se contrae. Esta señal electromiográfica se utiliza para construir el electromiograma, que representa la suma temporal y espacial de los potenciales de acción de las unidades motoras durante la contracción muscular [33].

La señal electromiográfica se basa en los potenciales de acción que ocurren en la membrana de las fibras musculares durante los procesos de despolarización y repolarización. La zona de despolarización tiene un tamaño aproximado de 1-3 mm<sup>2</sup>. Después de la excitación inicial, el potencial se propaga a lo largo de la fibra muscular a una velocidad de 2-6 m/s, pasando por la región donde se encuentran ubicados los electrodos. En la electromiografía de superficie, la separación típica entre electrodos es de 10 mm. Esto significa que mientras un electrodo captura la señal de despolarización, el otro registra el potencial en reposo. De esta manera, la señal registrada por la electromiografía corresponde a la diferencia de potenciales de acción entre ambos electrodos [33].

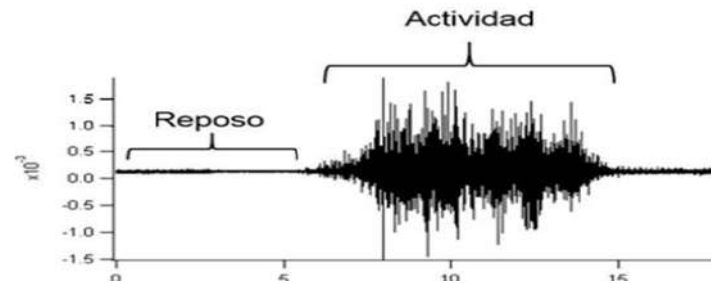


Imagen 1.7: Captura de la señal EMG [33].

### 1.1.8.1. Principales métodos de control de EMG

**1.1.8.1.1. Máquina de estados finitos** Una máquina de estados finitos es una representación de un sistema que consta de estados, transiciones y acciones asociadas. Los estados representan condiciones del sistema, las transiciones definen cómo cambia de estado y las acciones son las operaciones realizadas durante las transiciones. Se utiliza para modelar sistemas secuenciales y facilitar el diseño y control de diferentes aplicaciones [34].

**1.1.8.1.2. Control proporcional** Un sistema de control proporcional permite un nivel más avanzado que el encendido/apagado en el control de señales EMG. En este enfoque, la señal de control se ajusta proporcionalmente al nivel de contracción muscular detectado por la señal EMG. Utilizando retroalimentación, se estima un parámetro físico específico, como la fuerza o el ángulo de una articulación, que se utiliza como objetivo para el dispositivo. Esto permite un control adaptable a las necesidades del usuario [35].

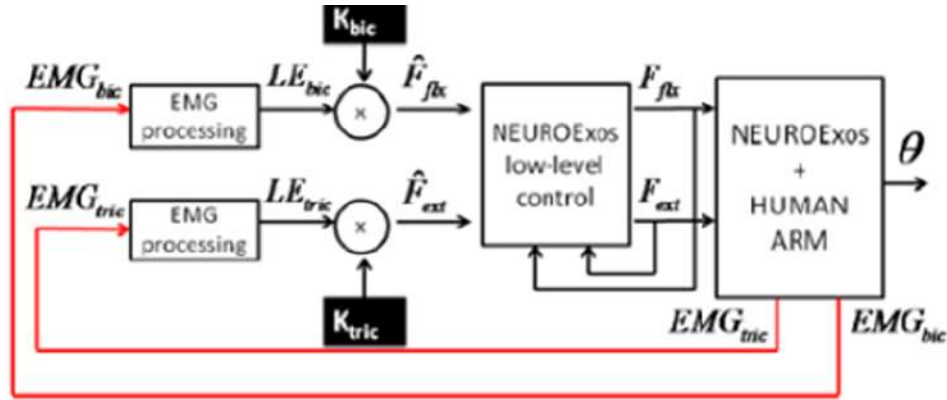


Imagen 1.8: Diagrama de bloques del controlador proporcional EMG [35].

1.1.8.1.3. Control mediante reconocimiento de patrones El control mediante reconocimiento de patrones permite a los usuarios controlar dispositivos como prótesis, interfaces de realidad virtual y robots utilizando señales EMG. Este enfoque involucra varias etapas importantes. Primero, se adquieren las señales EMG mediante electrodos en la superficie de la piel. Luego, se realiza un preprocesamiento para mejorar la calidad de las señales mediante técnicas de filtrado y normalización. A continuación, se extraen características relevantes de las señales para distinguir diferentes patrones de contracción muscular. Estas características se utilizan en la etapa de clasificación, donde se emplean algoritmos de clasificación para asignar las señales a diferentes comandos. Por último, los comandos clasificados se asocian con acciones específicas del dispositivo o sistema a controlar. Este enfoque permite una interfaz más intuitiva y adaptable a los usuarios [36].

### 1.1.9. ¿Qué implica la rehabilitación?

La rehabilitación después de un accidente que limite la movilidad se basa en actividades específicas y repetitivas. Según [37], existen diferentes enfoques y actividades físicas que pueden ser utilizados:



#### 1.1.9.1. Ejercicios de motricidad

Estos ejercicios están diseñados para mejorar la fuerza muscular y la coordinación del cuerpo en general. Se enfocan en los músculos utilizados para mantener el equilibrio, caminar y tragar.

#### 1.1.9.2. Entrenamiento para la movilidad

En este caso, se puede aprender a utilizar dispositivos de ayuda para la movilidad, como andadores, bastones, sillas de ruedas o tobilleras. Estos dispositivos pueden proporcionar estabilidad y fortalecimiento para el cuerpo mientras se aprende a caminar nuevamente.

#### 1.1.9.3. Terapia inducida por restricción

Este enfoque implica restringir el uso de una extremidad no afectada mientras se practica el movimiento con la extremidad afectada. El objetivo es mejorar la función de la extremidad afectada. A veces, este tipo de terapia se conoce como terapia de uso forzado.

#### 1.1.9.4. Terapia de amplitud de movimiento

Esta terapia se centra en ejercicios y tratamientos específicos para aliviar la tensión muscular y ayudar a recuperar la amplitud de movimiento.

Además, [37] también menciona que las actividades físicas asistidas por la tecnología pueden ser beneficiosas:

#### 1.1.9.5. Estimulación eléctrica funcional

Se utiliza la aplicación de electricidad en los músculos debilitados para promover su contracción y reeducación.





### 1.1.9.6. Tecnología robótica

Los dispositivos robóticos pueden ayudar a las extremidades dañadas a realizar movimientos repetitivos y recuperar fuerza y función.

El siguiente protocolo de rehabilitación descrito es un ejemplo que implica la realización de una serie de ejercicios utilizando una mesa, un frasco cilíndrico transparente y una tabla con imágenes pegadas. Estos ejercicios están diseñados para mejorar la capacidad de agarre y colocación del frasco sobre las imágenes seleccionadas, y se presentan en tres niveles de dificultad con diferentes alcances del brazo [38].

Durante la actividad, el paciente se sienta frente a la mesa en una postura específica que involucra la flexión de los miembros superiores en un ángulo no mayor a 15 grados en los codos, manteniendo la espalda erguida y los miembros inferiores flexionados a 90 grados. Sobre la mesa se encuentran el frasco cilíndrico transparente y la tabla con tres espacios circulares, cada uno con una imagen pegada mediante velcro [38].

El paciente recibe instrucciones claras y secuenciales para llevar a cabo la actividad. Primero realiza un calentamiento que involucra visualizar y agarrar el objeto frente a él, realizando movimientos amplios de extensión y flexión del hombro y codo en ambos brazos. Una vez finalizado el calentamiento, se le solicita al paciente que tome el frasco cilíndrico ubicado a su derecha o izquierda utilizando un agarre específico. Luego, se le indica que lleve el frasco hasta la imagen seleccionada y lo coloque sobre ella [38].

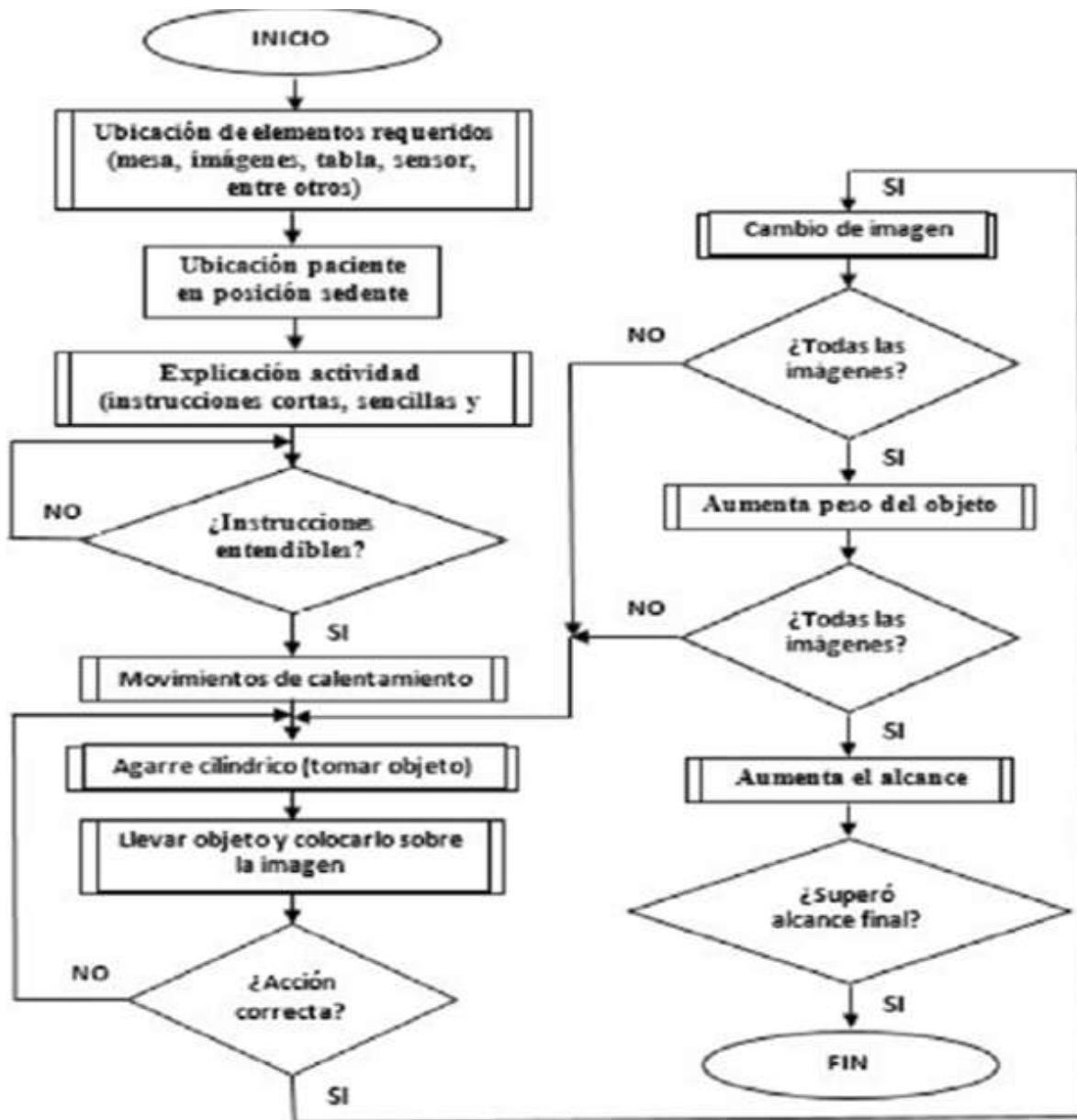


Imagen 1.9: Diagrama de flujo propuesto para un protocolo de rehabilitación [38]



## 1.2. Marco procedimental

### 1.2.1. Metodología mecatrónica.

La vista contemplada para obtener una solución determinada, la estructura básica y el modo de operación del sistema son partes importantes para conocer que la metodología VDI 2206 es específica para el diseño de sistemas mecatrónicos complejos. La metodología VDI 2206 considera aspectos como la seguridad, la fiabilidad y la eficiencia energética, lo que es importante para la aplicación del proyecto [39].

El desarrollo de sistemas mecatrónicos se basa en:

- Investigar
- Diseñar
- Construir
- Implementar la integración mecánica, eléctrica, electrónica o de control, con el objetivo de ahorrar energía y optimizar costos, manipular procesos y sistemas, e incrementar la calidad para obtener un producto final.

La investigación aplicada busca el uso de los conocimientos adquiridos para sistematizar e implementar la práctica y, a partir de esta, adquirir unos nuevos. Por eso, se han diseñado metodologías que consideran varias etapas para llegar a un producto mecatrónico terminado [39].

Al trabajar en un sistema que implica el control, procesamiento de señales y fusión sensorial para la rehabilitación de extremo superior, la metodología VDI 2206 colabora en el diseño de un sistema eficiente y seguro que cumpla con los requisitos específicos del proyecto. Es adecuada porque nos lleva de la mano a nuestro objetivo, considerando paso a paso el proceso de realización y subraya la defensa de nuestro sistema mecatrónico.



Imagen 1.10: Metodología de diseño para el desarrollo de sistemas mecatrónicos, VDI 2206 [39].



## 2.1. Diseño Conceptual

### 2.1.1. Necesidades - Requerimientos

El sistema se compone de los siguientes elementos clave:

- Integración y ajuste de sensores de movimientos inerciales, resistivo y bioeléctrico.
- Adquisición de señales: Desarrollo de un sistema que tenga la función de adquirir y traducir los movimientos generados por un manipulador en señales, para luego procesar y replicar esos movimientos.
- Procesamiento de señales: Aplicación de algoritmo para analizar y clasificar las señales obtenidas de los sensores.
- Control de la estructura mecánica: Desarrollo de algoritmo de control que traduzcan las señales procesadas en comandos de movimiento y la orientación de los sensores que se integrarán a la estructura.



- Seguridad del sistema: Evitando riesgos y lesiones durante la rehabilitación mediante un botón de paro total.

Estas características son fundamentales para el desarrollo y funcionamiento óptimo del sistema de rehabilitación robótica, garantizando una experiencia efectiva, segura y adaptada a las necesidades individuales de los pacientes.

En la siguiente tabla se mostrará los elementos que el sistema general necesitará.



Tabla 2.1: Descripción general de cada elemento del sistema.

Componentes	Descripción	Características	Opciones
Sensores	Detectan y miden cambios en el entorno físico o químico. Convierten magnitudes en señales eléctricas o digitales.	Lecturas de posición lineal y/o angular.	Sensores de actividad muscular (electrodos), sensores de movimiento inercial (giroscopio, acelerómetro, etc).
Amplificador	Amplifica señales capturadas por sensores para su procesamiento.	Amplificación configurable a diferentes señales.	Amplificador de instrumentación, amplificador de carga capacitiva.
Procesador de señales	Procesa y analiza señales amplificadas, detectando patrones y generando comandos de control.	Procesamiento en tiempo real, algoritmos de detección y clasificación de patrones.	Microcontroladores, procesadores digitales de señal (DSP).
Actuadores	Generan movimiento en la estructura robótica controlada por el sistema.	Capacidad para generar movimientos controlados, par y velocidad adecuados.	Motores DC, motores paso a paso, servomotores.
Unidad de control	Coordina y controla el sistema, incluyendo adquisición de señales, procesamiento, control de actuadores y interfaz de usuario.	Gestión eficiente, comunicación y sincronización adecuadas. Capacidad de procesamiento y almacenamiento.	Raspberry Pi, Arduino, controlador de microcontrolador, PCB.





### 2.1.2. Arquitectura funcional (funciones)

De acuerdo a las necesidades, requerimientos y el procedimiento para la realización del sistema mecatrónico, se muestra el siguiente diagrama que constituye a las áreas funcionales:

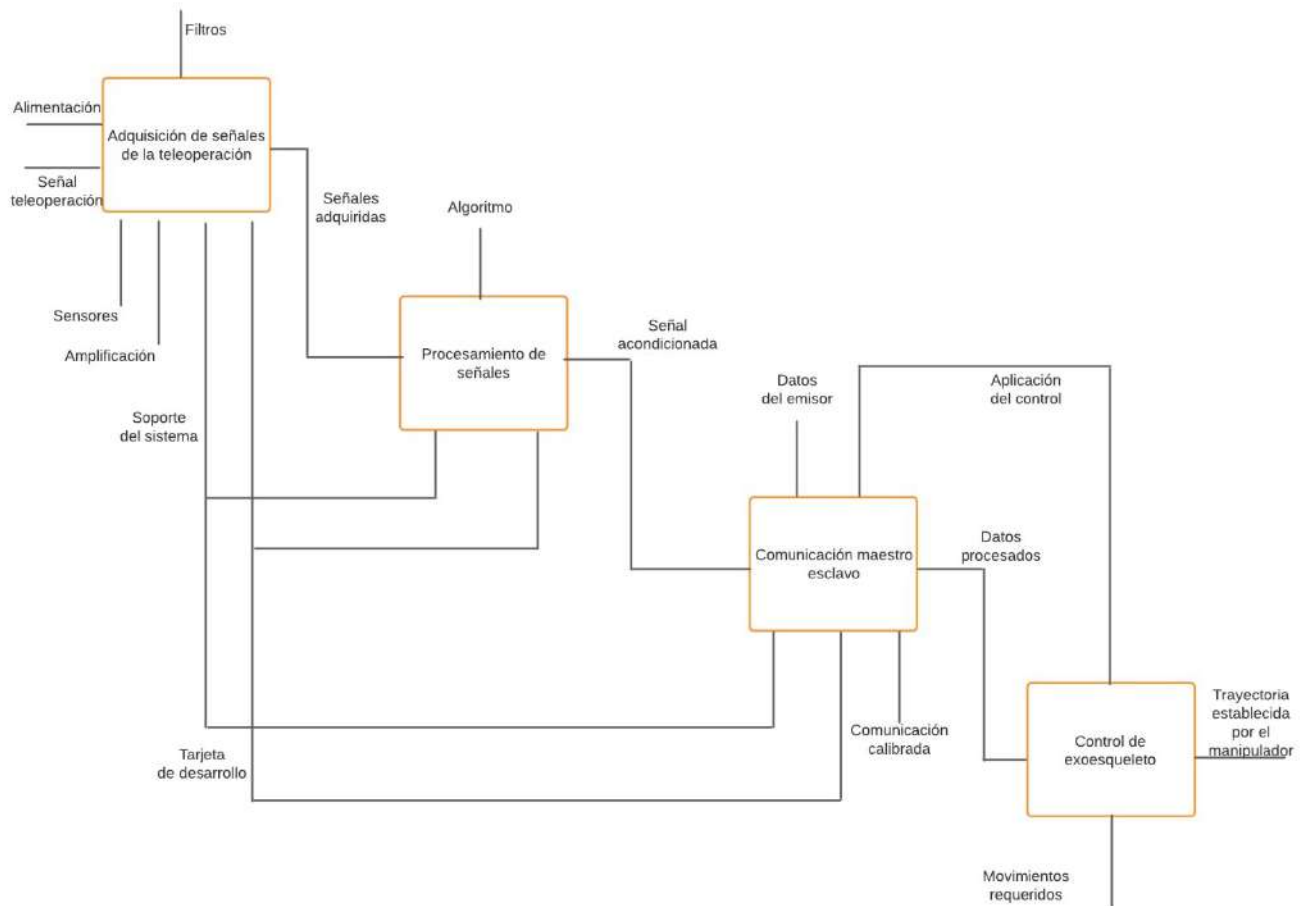


Imagen 2.1: Diagrama del sistema mecatrónico teleoperado para la asistencia en la rehabilitación de extremidad superior.

### 2.1.3. Arquitectura física

Conociendo las áreas de interés el cual se va a desarrollar el sistema mecatrónico, formamos la arquitectura física a partir de la metodología contemplando necesidades y funciones.

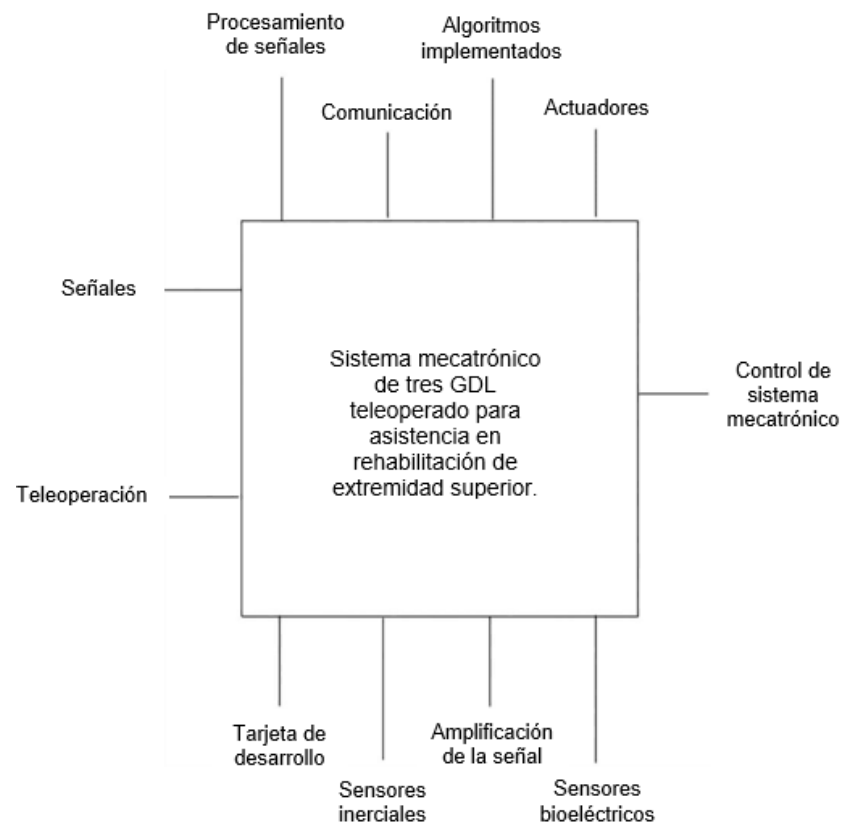


Imagen 2.2: Diagrama del sistema mecatrónico teleoperado para la asistencia en la rehabilitación de extremidad superior.

#### 2.1.4. Propuestas de solución

##### 2.1.5. Solución Propuesta

La solución propuesta consiste en desarrollar un sistema de asistencia al especialista en rehabilitación. En este sistema, el especialista tiene el control sobre los movimientos de una estructura electromecánica tipo exoesqueleto, la cual se acopla a la extremidad superior derecha del paciente adulto, ajustándose a los datos antropométricos previamente investigados. La implementación incluirá la teleoperación mediante sensores inerciales y bioeléctricos.

Para la tecnología de teleoperación, se requieren dos tipos de sensores. En primer lugar, se utilizarán sensores de movimiento inercial para conocer la posición lineal y/o angular.

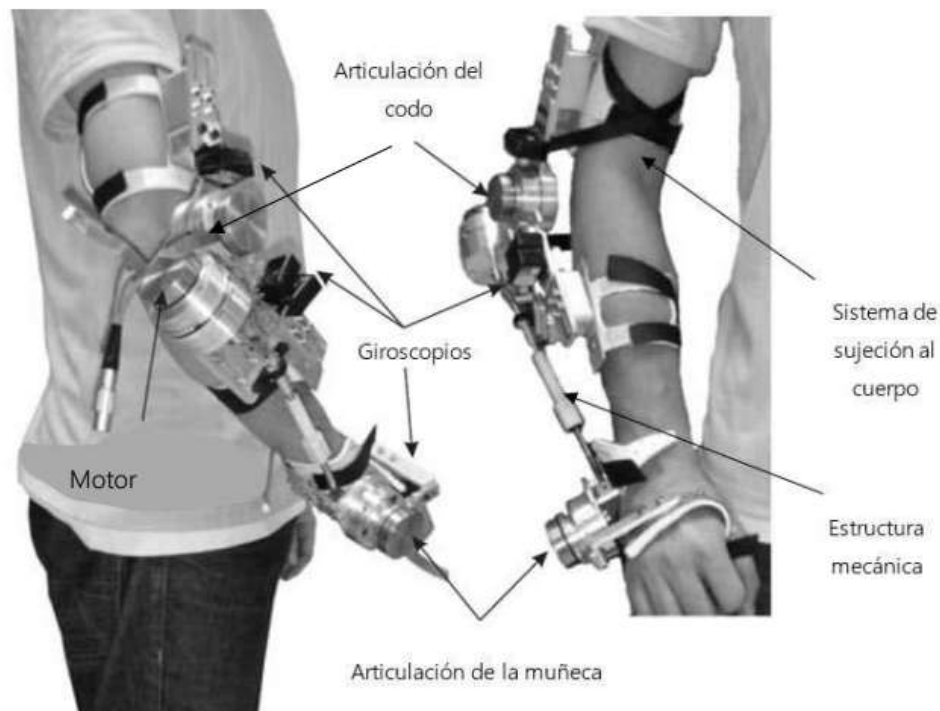


Imagen 2.3: Ejemplo de acoplamiento [40].

En segundo lugar, se emplearán sensores bioeléctricos, explorando la incorporación de un biofeedback. Este último puede ser altamente beneficioso, ya que permite a los usuarios recibir información en tiempo real sobre la actividad fisiológica, ayudándoles a tomar conciencia y control de sus funciones corporales, proporcionando retroalimentación sobre la activación muscular, especialmente en el contexto de la rehabilitación de la extremidad superior.

#### 2.1.6. Matrices de Selección de Componentes

A continuación, se presentan matrices de selección que ayudarán a elegir los componentes adecuados para la implementación del sistema general. Cada criterio se evaluará con una leyenda de 'muy malo, malo, regular, bueno, muy bueno' para cada elemento.



### 2.1.6.1. Sensores de Movimiento Inercial

Tabla 2.2: Clasificación de criterios para la selección de sensores de movimiento inercial.

Criterio	Ponderación
Capacidad de ejecutar operaciones correctamente (fiabilidad)	10
Facilidad de integración	7
Costo	9

Tabla 2.3: Matriz de selección para sensores de movimiento inercial.

Componente	Fiabilidad	Facilidad de integración	Costo	Selec
Acelerómetro Seleccionado	Bueno	Muy bueno	Bueno	Seleccionado
Giroscopio No seleccionado	Bueno	Muy bueno	Bueno	Seleccionado
Magnetómetro No seleccionado	Bueno	Muy bueno	Regular	No seleccionado

### 2.1.6.2. Sensores de Electrofisiología

Tabla 2.4: Clasificación de criterios para la selección de sensores de electrofisiología.

Criterio	Ponderación
No invasivo	10
Fácil de usar	6
Fácil de colocar	8
Calidad de la señal	9
Costo	7



Tabla 2.5: Matriz de selección de sensores de electrofisiología (electrodos).

Componente	Facilidad de uso	No invasivo	Fácil de colocar	Calidad de señal	Costo
Electrodos intramusculares	Regular	Muy mala	Muy mala	Muy bueno	Malo
Electrodos de superficie Seleccionado	Muy bueno	Muy bueno	Muy buena	Regular	Bueno
Electrodos secos NS	Bueno	Muy bueno	Bueno	Regular	Bueno

### 2.1.6.3. Acondicionamiento de Señal

Tabla 2.6: Matriz de selección para acondicionadores de señal (amplificadores).

Componente	Ganancia ajustable	Calibración	Sensibilidad a interferencias	Costo
Amplificador de instru- mentación Seleccionado	Bueno	Regular	Regular	Bueno
Amplificador de carga capacitiva No seleccio- nado	Bueno	Mala	Regular	Bueno
Amplificador operacional Seleccionado	Bueno	Regular	Regular	Bueno



Tabla 2.7: Clasificación de criterios para la selección de acondicionadores de señal (Amplificadores).

Criterio	Ponderación
Ganancia ajustable	10
Calibración	7
Sensibilidad a interferencias	9
Costo	8

#### 2.1.6.4. Procesamiento de Señal

Tabla 2.8: Clasificación de criterios para la selección de procesadores de señal.

Criterio	Ponderación
Velocidad de procesamiento	10
Consumo de energía	9
Costo	8

Tabla 2.9: Matriz de selección para procesadores de señal.

Componente	Velocidad de procesamiento	Consumo de energía	Costo
Microcontroladores Seleccionado	Bueno	Bueno	Regular
Procesadores Digitales de Señal (DSP) No seleccionado	Bueno	Regular	Regular



### 2.1.6.5. Actuadores

Tabla 2.10: Clasificación de criterios para la selección de actuadores.

Criterio	Ponderación
Potencia	9
Tamaño	10
Mantenimiento	7
Costo	8

Tabla 2.11: Matriz de selección para actuadores.

Componente	Calificación	Potencia	Tamaño	Mantenimiento	Costo
Actuadores hidráulicos o neumáticos		Muy bueno	Muy malo	Muy bueno	Malo
Motores DC		Bueno	Regular	Bueno	Bueno
Motores paso a paso		Bueno	Bueno	Regular	Bueno
Servomotores		Muy bueno	Bueno	Bueno	Regular
Seleccionado					

### 2.1.6.6. Fuentes de Alimentación

Tabla 2.12: Clasificación de criterios para la selección de fuentes.

Criterio	Ponderación
Eficiencia energética	9
Capacidad de suministro de corriente	10
Tamaño y peso	8
Costo	7

Tabla 2.13: Matriz de selección para fuentes de alimentación.

Fuente de alimentación Calificación	Eficiencia energética	Capacidad de suministro de corriente	Tamaño y peso	Costo
Fuente de alimentación conmutada No seleccionado	Bueno	Bueno	Bueno	Regular
Batería recargable No seleccionado	Regular	Bueno	Bueno	Bueno
Fuente de alimentación lineal No seleccionado	Regular	Regular	Regular	Bueno
Fuente de alimentación regulada Seleccionado	Bueno	Regular	Bueno	Bueno

Considerando las tablas de elementos posibles y sus características, los componentes seleccionados son:

- Sensores de movimiento inercial: Acelerómetro y Giroscopio.
- Sensores de electrofisiología: Electroodos de superficie.
- Acondicionadores de señal (Amplificadores): Amplificador de instrumentación y Amplificador operacional.
- Procesadores de señal: Microcontroladores.
- Actuadores: Servomotores.





Además de estos elementos, se considerarán cables diversos, componentes pasivos y el diseño del material de la estructura mecánica en función del avance de los objetivos específicos.

### 2.1.7. Grados de Libertad

Dado que el brazo humano tiene diversas articulaciones y movimientos, replicar estos grados de libertad en el sistema permitirá ofrecer una asistencia más completa y específica al especialista.

- **Primer Grado de Libertad:** permitiría el movimiento de elevación del brazo, que es crucial en muchas actividades diarias. Esto ayudaría a fortalecer los músculos y la movilidad en esa dirección.
- **Segundo Grado de Libertad:** permite la extensión y flexión del codo, es fundamental para realizar acciones como alcanzar y agarrar objetos. Al simular este movimiento, el sistema puede enfocarse en asistir los músculos del antebrazo y mejorar la capacidad de agarre del paciente.
- **Tercer Grado de Libertad:** que permite la rotación del hombro, es esencial para actividades como lanzar o girar el brazo. Este movimiento ayuda a fortalecer los músculos del hombro y mejorar la estabilidad y coordinación del brazo.

Al combinar estos tres grados de libertad, el sistema puede ofrecer asistencia en diferentes aspectos de la rehabilitación, incluyendo la coordinación y la movilidad en diversas direcciones.



## 2.2. Diseño Detallado

### 2.2.1. Detalle módulo I: Estructura del diseño mecánico.

El sistema mecatrónico desarrollado está específicamente diseñado para la rehabilitación de la parte superior del cuerpo. Este exoesqueleto se distingue por su capacidad para proporcionar tres grados de libertad (3 GDL), esenciales para replicar una variedad de movimientos requeridos en el proceso de rehabilitación.

Los tres grados de libertad se distribuyen estratégicamente para abordar movimientos específicos de la extremidad superior, permitiendo una rehabilitación más efectiva y precisa. Estos movimientos son:

1. **Posición de Reposo:** Brinda soporte y estabilidad a la extremidad superior, asegurando que el brazo se encuentre en una posición neutra y cómoda.
2. **Flexión del Codo en el Plano Sagital:** Permite la flexión y extensión del codo en el plano sagital.
3. **Elevación del Brazo en el Plano Sagital:** Permite al usuario elevar el brazo hacia arriba y moverlo hacia abajo en el plano sagital.
4. **Combinación de Flexión de Codo y Elevación del Brazo en el Plano Sagital:** Permite movimientos coordinados de levantamiento y alcance en diferentes alturas.
5. **Elevación del Brazo en el Plano Coronal:** Permite elevar el brazo hacia los lados en el plano coronal.
6. **Elevación del Brazo y Flexión del Codo en el Plano Coronal:** Combina la elevación del brazo con la flexión del codo para movimientos más complejos y específicos.

Estos grados de libertad ofrecen una amplia gama de movimientos necesarios para la rehabilitación de la extremidad superior. El sistema se adapta ergonómicamente a la anatomía



del usuario y se controla mediante un sistema de teleoperación, facilitando la supervisión y personalización de la terapia por parte de los especialistas en rehabilitación.

Para realizar medidas, se utilizaron los datos antropométricos recopilados [30], seleccionando específicamente 204 participantes de sexo femenino y 396 participantes de sexo masculino. Esta selección se hizo para representar adecuadamente la población objetivo y proporcionar información valiosa para el diseño del sistema mecatrónico.

El diseño del sistema mecánico se llevó a cabo utilizando la plataforma Fusion 360. Esta herramienta de diseño asistido por computadora permitió la creación de un sistema mecánico que se ajusta a las medidas antropométricas recopiladas, asegurando que el exoesqueleto brinde el soporte necesario para la rehabilitación de la extremidad superior.

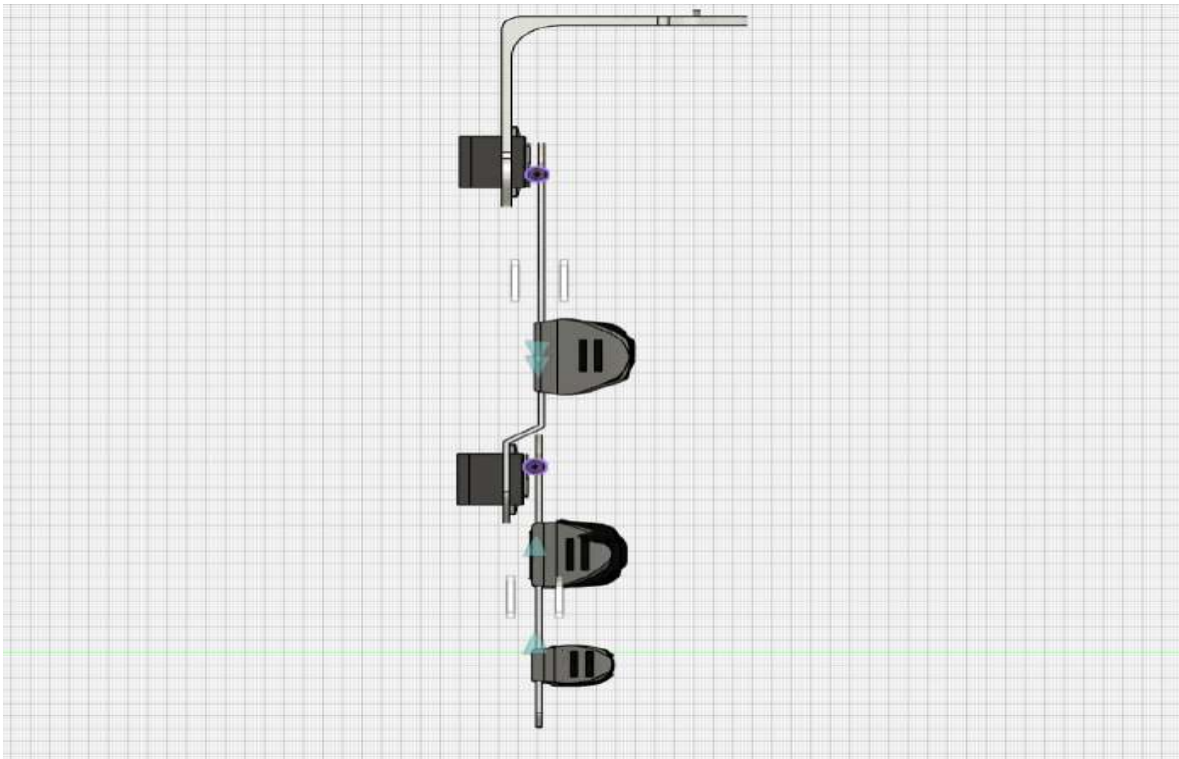


Imagen 2.4: Posición de reposo.

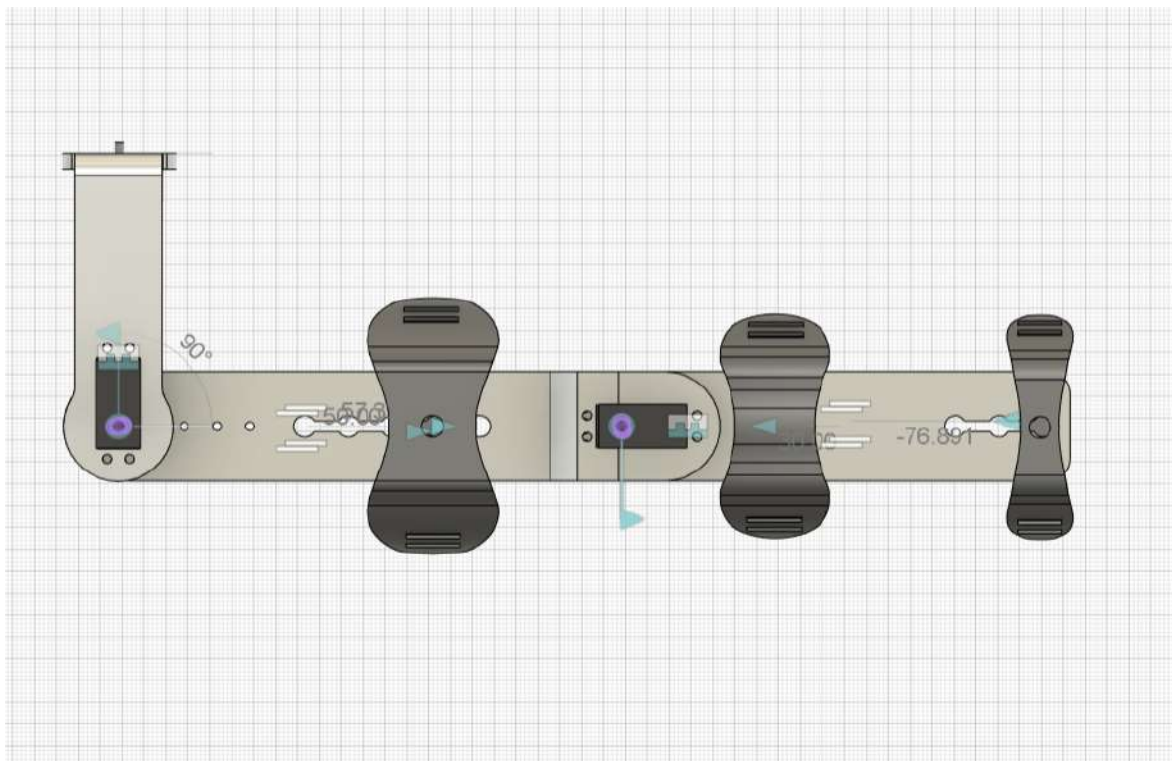


Imagen 2.5: Elevación frontal del hombro.

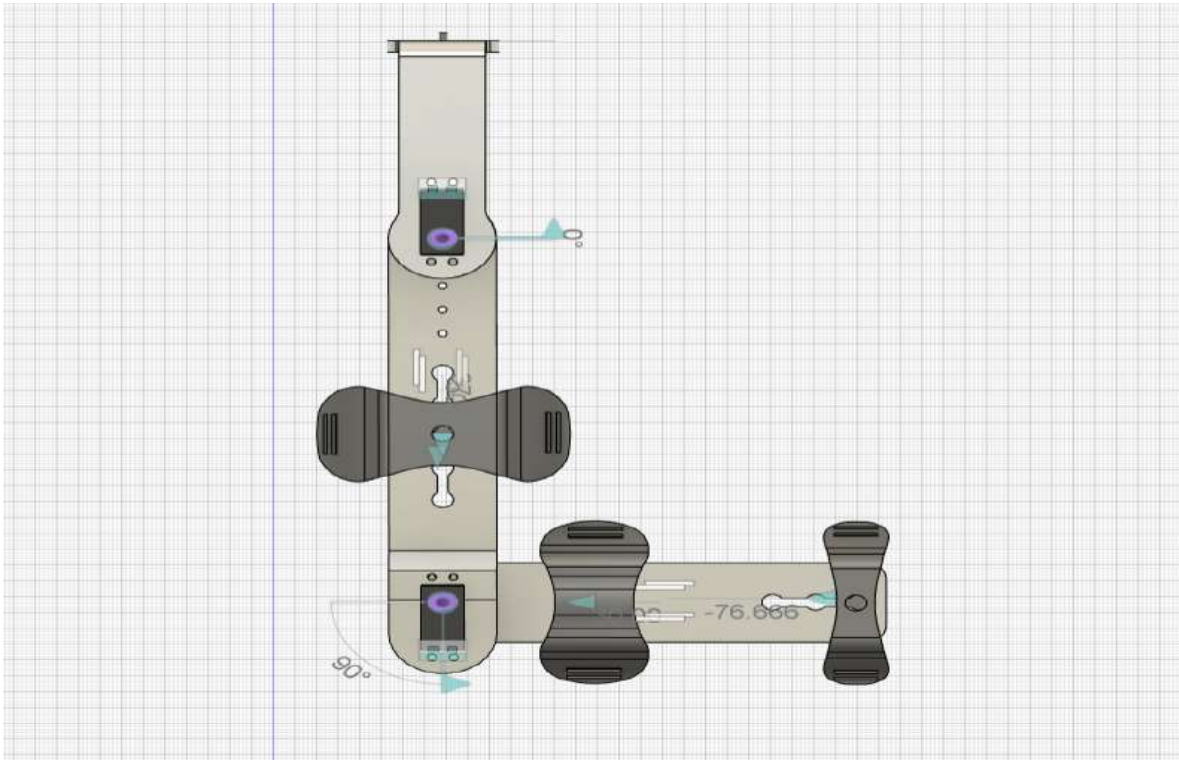


Imagen 2.6: Flexión del codo.

Usuarios con Espasticidad Moderada a Baja:

La espasticidad se refiere a la resistencia anormal al movimiento muscular, y en el contexto de este sistema, nos enfocamos en usuarios con niveles moderados a bajos de espasticidad. La condición del usuario no debe presentar resistencia significativa a los movimientos que se le aplicarán con el sistema. Se busca facilitar la rehabilitación sin causar molestias o incomodidades extremas al usuario[41].

Se utilizará una escala estandarizada, como la Escala de Ashworth modificada, para evaluar y categorizar la espasticidad en los usuarios. Esta escala permite una medición cuantitativa de la resistencia al movimiento y guiará la personalización de la asistencia proporcionada por el sistema. La Escala de Ashworth modificada es comúnmente utilizada para evaluar la espasticidad y se selecciona: 1: Ligero aumento en el tono muscular, manifestado por una ligera



resistencia al movimiento cuando la articulación es movida [41].

A todo lo establecido, se concreta el seguimiento de las normas:

NOM-240-SSA1-2012: La presente norma establece los lineamientos sobre los cuales se deben realizar las actividades de la tecnovigilancia con la finalidad de garantizar la protección de la salud del paciente y la seguridad de los productos [42].

NOM-241-SSA1-2021: Tiene por objeto establecer los requisitos mínimos para los procesos de diseño, desarrollo, fabricación, almacenamiento y distribución de dispositivos médicos, con base en su nivel de riesgo; con la finalidad de asegurar que éstos cumplan consistentemente con los requerimientos de calidad, seguridad y funcionalidad para ser utilizados por el consumidor final o paciente [43].



2.2.2. Validación Módulo I

La estructura del diseño mecánico delineado en este módulo demuestra una cuidadosa consideración de los requisitos esenciales para la rehabilitación de la extremidad superior. La integración de tres grados de libertad estratégicos ofrece una amplitud significativa de movimientos, fundamentales para abordar la diversidad de necesidades en terapias de rehabilitación.

Es crucial destacar que el funcionamiento de la estructura no solo se basa en su capacidad para replicar movimientos anatómicos, sino también en su robustez y resistencia. En este sentido, se realizó un análisis de las propiedades físicas del diseño mecánico, evaluando la calidad de los materiales utilizados y su capacidad para soportar cargas asociadas con los movimientos de rehabilitación.

Cuerpos (6)	
Área	1.270E+05 mm^2
Densidad	0.003 g / mm^3
Masa	558.487 g
Volumen	2.068E+05 mm^3
Material físico	Aluminio 6061
Aspecto	Aluminio - Anodizado rugoso (gr...
Aspecto	Aluminio - Pulido
Aspecto	Aluminio - Satinado

Imagen 2.7: Propiedades físicas del diseño.

Además, se llevó a cabo el análisis de estrés y deformación en la estructura, empleando las técnicas de simulación en el software seleccionado para confirmar que el sistema mecánico es capaz de soportar las tensiones y deformaciones esperadas durante su funcionamiento. Esto es esencial para garantizar la durabilidad a largo plazo y la seguridad del usuario. La validación



de las propiedades físicas, el estrés y la deformación de la estructura constituye un paso crítico para confirmar la idoneidad del diseño. De los datos obtenidos, se deduce que el peso conjunto de las 3 piezas es de aproximadamente 558.487 gramos.

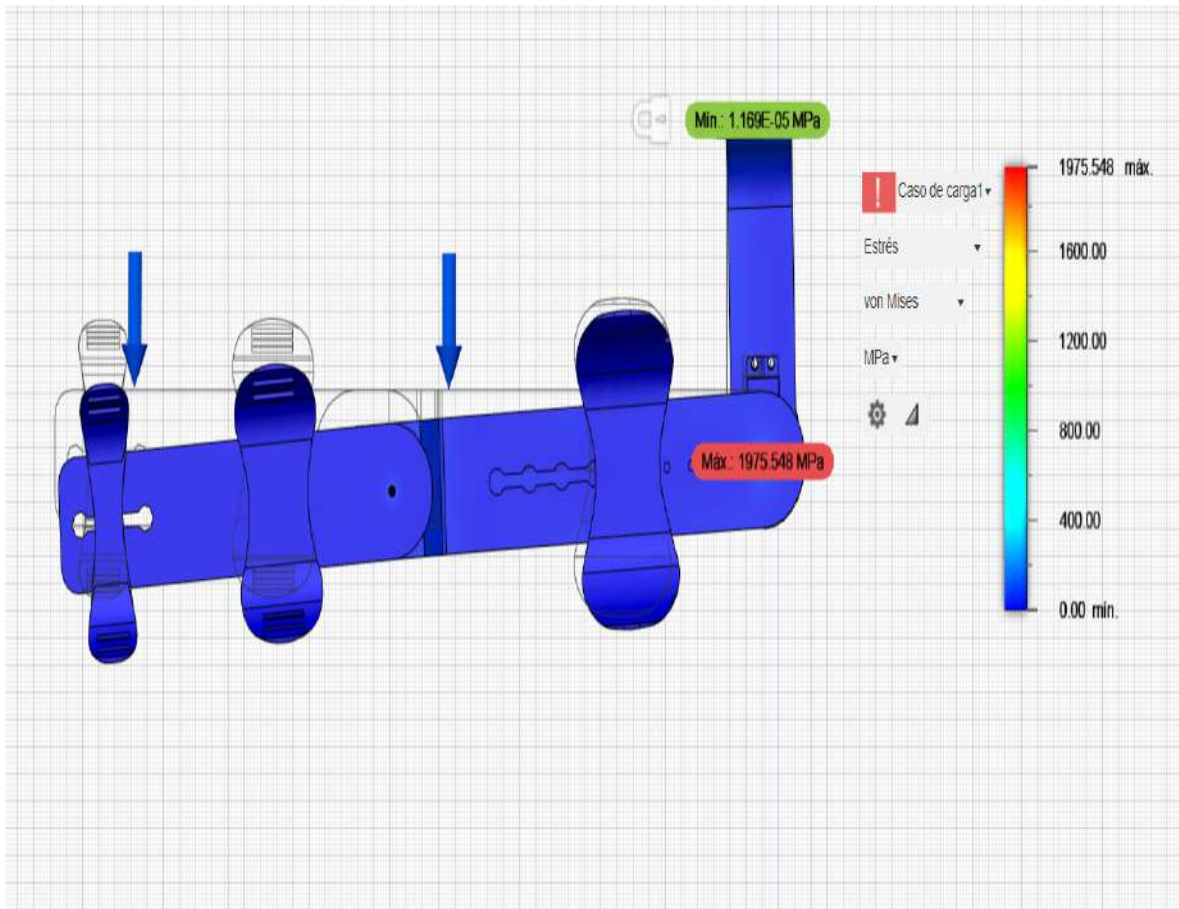


Imagen 2.8: Análisis de estrés.



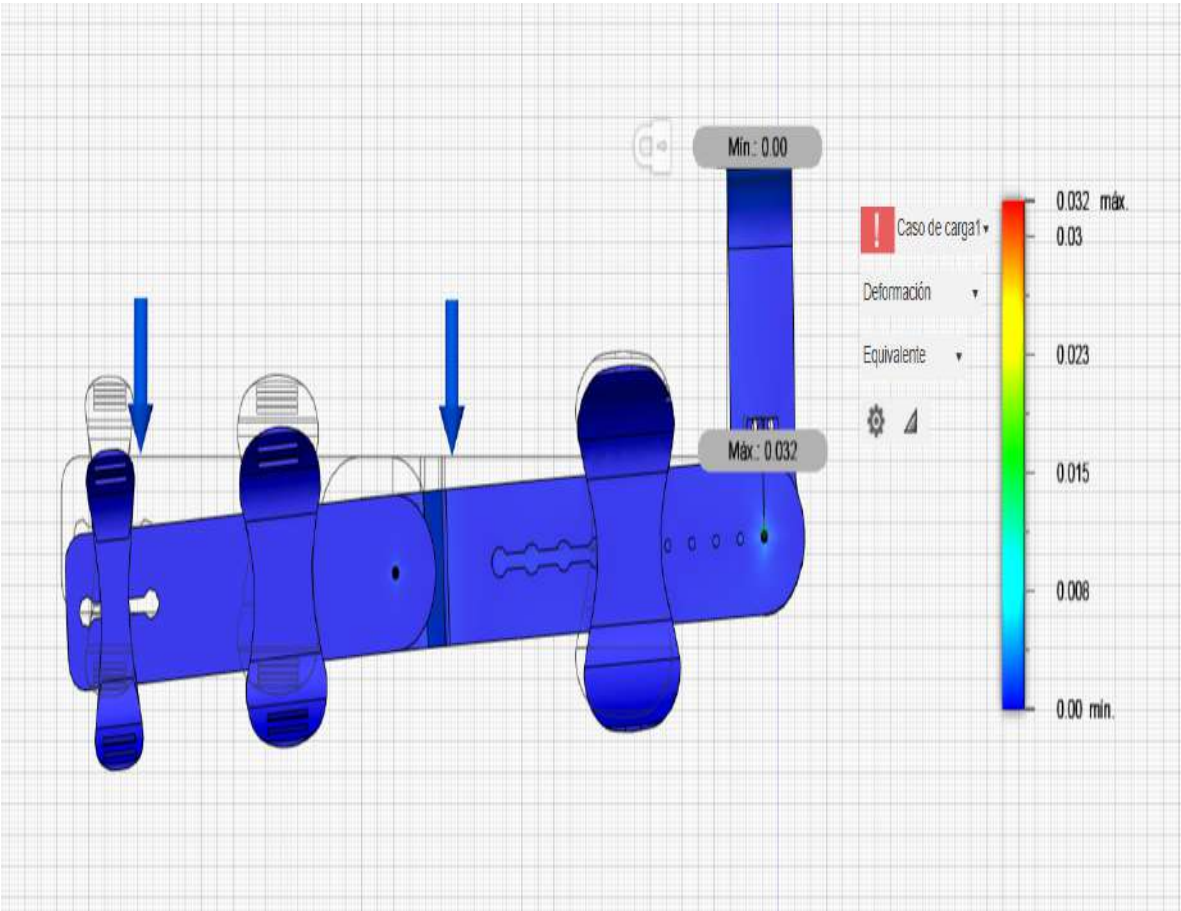


Imagen 2.9: Análisis de deformación.



## 2.3. Detalle Módulo II: Adquisición de Señales de los Sensores

### 2.3.1. Sensor EMG

Este estudio se enfoca en el diseño y desarrollo de un circuito eléctrico para la adquisición de señales electromiográficas (EMG) con el objetivo de obtener mediciones de la actividad muscular. El circuito se ha diseñado siguiendo un enfoque en la seguridad del usuario y la calidad de la señal. A continuación, se presenta una descripción detallada del proceso que debe tener un EMG:

#### 2.3.1.1. Amplificador de Instrumentación

El amplificación instrumental comprende la incorporación de tres amplificadores operacionales y una serie de resistencias. El propósito principal de esta implementación es magnificar la disparidad entre las dos entradas ( $V_1$  y  $V_2$ ). Dicha disparidad se multiplica mediante un factor  $k$ , cuya variabilidad depende de las resistencias seleccionadas. El circuito integrado que se utiliza es el AD8232.

#### 2.3.1.2. Filtro Pasa Bajas

Se empleó un amplificador operacional con la clásica configuración de entrada inversora y no inversora. Se trata de un filtro de primer orden compuesto por un capacitor y una resistencia. Las frecuencias por debajo de la frecuencia de corte no se ven afectadas, mientras que las superiores sufren una atenuación de -20 decibels/década.

- Opción 1: Configuración inversora.
- Opción 2: Configuración no inversora.

#### 2.3.1.3. Filtro Pasa Altas

Este filtro atenúa las frecuencias muy bajas hasta la frecuencia de corte sin afectar las demás. La ganancia se controla con  $R_F$  y  $R_G$  en una configuración de alimentación única,



utilizando una de las opciones de configuración no inversora.

#### 2.3.1.4. Filtro Pasa Banda

Se trata de una combinación de un filtro de pasa altas y uno de pasa bajas.

El pasa altas inicial elimina offsets, mientras que la atenuación se produce en frecuencias muy bajas y muy altas, dejando una banda sin atenuación en el rango intermedio.

#### 2.3.1.5. Filtros de Muesca

Estos filtros eliminan un rango específico de frecuencias. En el contexto de sensores de señales biológicas, es posible eliminar la frecuencia de 60Hz proveniente de la toma de corriente.

Constituyendo el siguiente algoritmo del procesamiento de señal del sensor EMG:

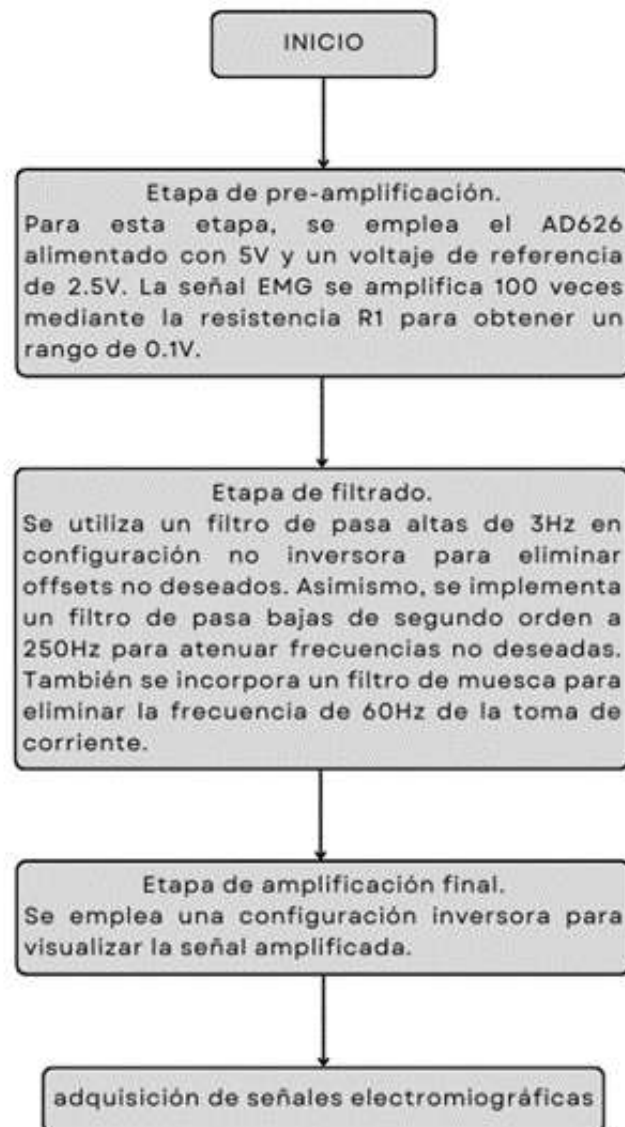


Imagen 2.10: Diagrama del algoritmo de procesamiento de la señal EMG.



Ahora, una vez conociendo las partes del proceso para obtener una señal EMG, nosotros elegimos el módulo AD8232 para el uso de adquisición de señal EMG.

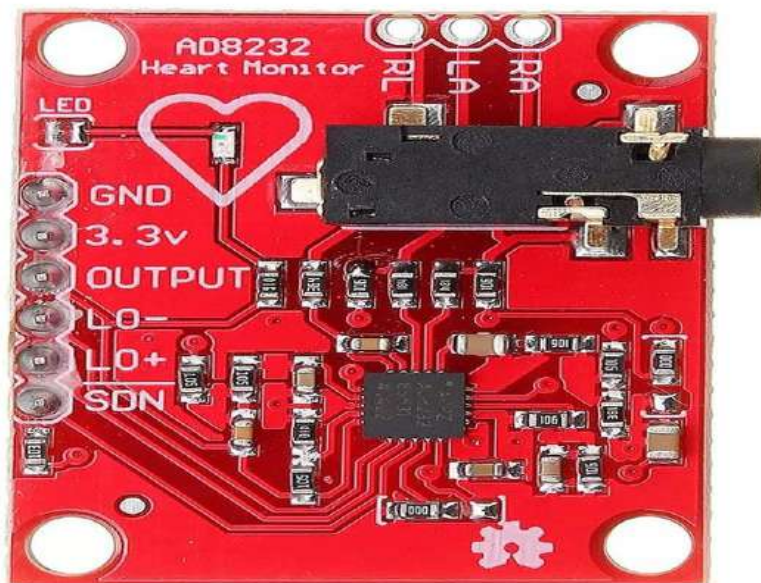


Imagen 2.11: Módulo AD8232.

### 2.3.2. Sensor IMU

Se centra en la adquisición de las señales provenientes del Inertial Measurement Unit (IMU), el cual está diseñado para proporcionar información sobre la posición inercial del brazo. Este sensor se ubica estratégicamente para capturar de manera efectiva los movimientos y cambios de orientación en dicha zona.

Para la adquisición de señales del IMU, se ha utilizado el circuito que permite la lectura de la información proporcionada por el sensor MPU6050.

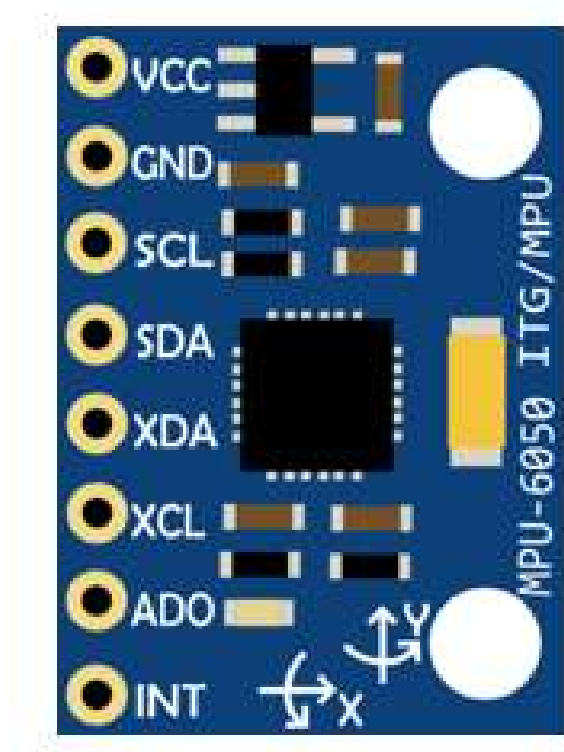


Imagen 2.12: Sensor MPU6050.



Imagen 2.13: Algoritmo sensor MPU6050.

### 2.3.3. Sensor Flex

Además del EMG e IMU, se ha considerado la integración de un sensor flex para monitorear la flexión del codo. Este dispositivo, basado en método resistivo, registra cambios en la resistencia eléctrica en función de la flexión del codo.

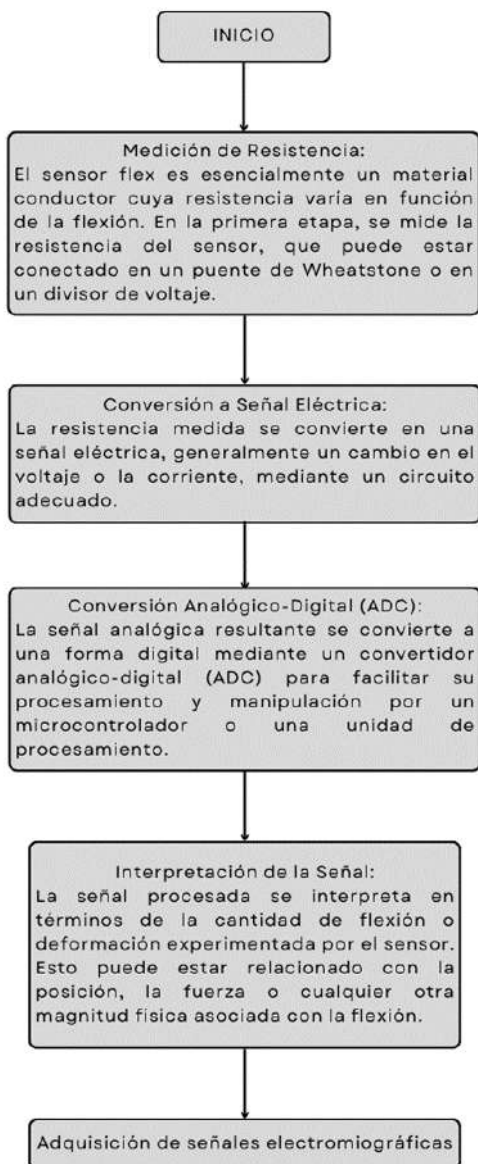


Imagen 2.14: Algoritmo sensor flex.





Imagen 2.15: Sensor flex.

## 2.4. Validación Módulo II

La validación de este módulo se fundamenta en la obtención exitosa de las señales relevantes. Se ha llevado a cabo un proceso de verificación y análisis para asegurar las señales capturadas.

Para el sensor EMG, se utilizará el módulo AD68232 es un circuito integrado con ensamblado en una tarjeta Sparkfun, diseñado principalmente para la adquisición de señales de ECG (electrocardiograma), pero su arquitectura también puede ser utilizada para capturar señales EMG (electromiograma). Se eligió este módulo ya que, integra varias etapas de procesamiento de señal, como filtrado y amplificación, lo que simplifica el diseño del sistema de adquisición de EMG. Su tamaño compacto y bajo consumo de energía lo hacen adecuado para aplicaciones portátiles y dispositivos de monitoreo continuo.

A continuación se muestra la simulación en MULTISIM de la realización de los filtros que se usan dentro del EMG para validar su uso:



Se realizó el análisis con respecto a la siguiente etapa que es la de filtrado de alta frecuencia.

$$R = \frac{100k\Omega}{G - 1}$$

Dónde R representa la ganancia que valdrá 10 y R la resistencia

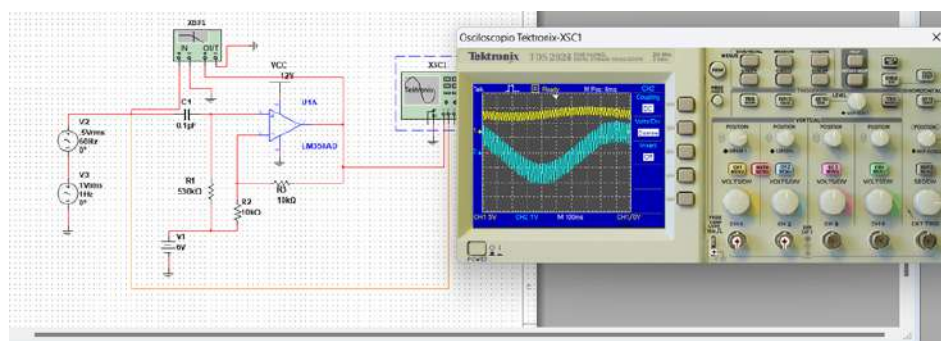


Imagen 2.16: Simulación del filtro pasa-altas.

$$f_c \approx \frac{1}{2\pi \times 530k \times 0.1\mu F} \approx 3 \text{ Hz}$$

$$G(f) = \frac{1}{1 + \frac{f}{f_c}} \quad (\text{sustituyendo } f_c \approx 3 \text{ Hz})$$

Podemos apreciar que en este caso la señal de salida que es la de color amarillo se ve atenuada en amplitud, debido a que, para este ejemplo la frecuencia de corte es de 3 Hz.

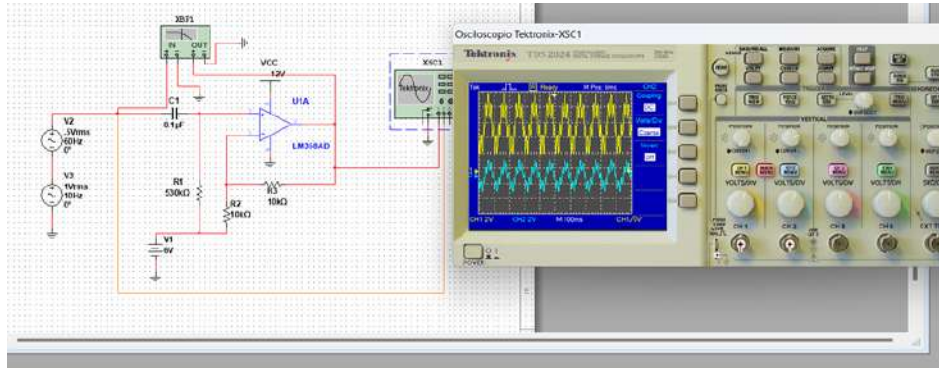


Imagen 2.17: Simulación del filtro pasa-altas.

En cambio, si se combinan dos señales tales que su frecuencia sea mayor a la frecuencia de corte, la señal resultante será la misma solo que con un escalamiento.

De forma análoga, pero ahora analizando el filtro pasa-bajas propuesto.

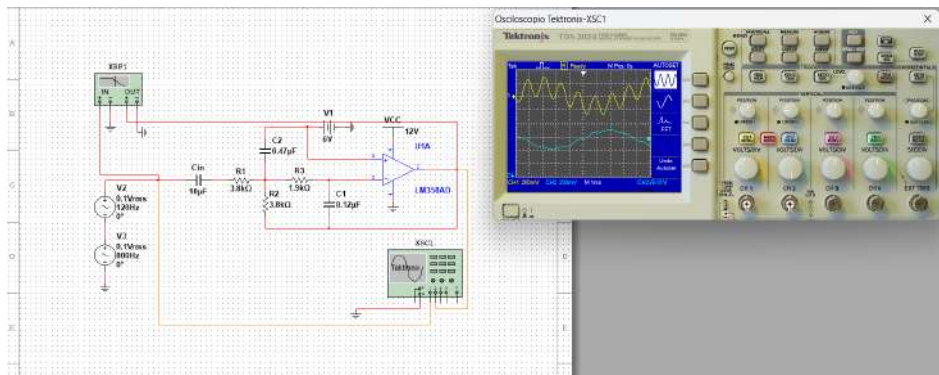


Imagen 2.18: Simulación del filtro pasa-bajas con frecuencias mayores a la de corte.

En este caso, estamos calculando los componentes para un filtro pasa bajas de segundo orden con una frecuencia de corte  $F_o = 250 \text{ Hz}$  y una capacitancia  $C = 0.12 \mu\text{F}$ .

El procedimiento y los resultados son los siguientes:



$$R = \frac{1}{\sqrt{2} \cdot 2\pi C F_o}$$

$$R_1 = R_2 = R$$

$$R_3 = \frac{R}{2}$$

$$C_1 = C$$

$$C_2 = 4C$$

Sustituyendo los valores, obtenemos:

$R = 3.7513\text{k}\Omega$ , que se puede redondear a un valor más comercial, así,  $R = 3.8\text{ k}\Omega$

$$R_1 = R_2 = 3.8\text{ k}\Omega$$

$$R_3 = 1.9\text{ k}\Omega$$

$$C_1 = C = 0.12\mu\text{F}$$

$$C_2 = 0.48\mu\text{F}$$

Ahora con una frecuencia de corte de 250 Hz, se puede apreciar que hay parte en la señal que se atenúa en la salida.

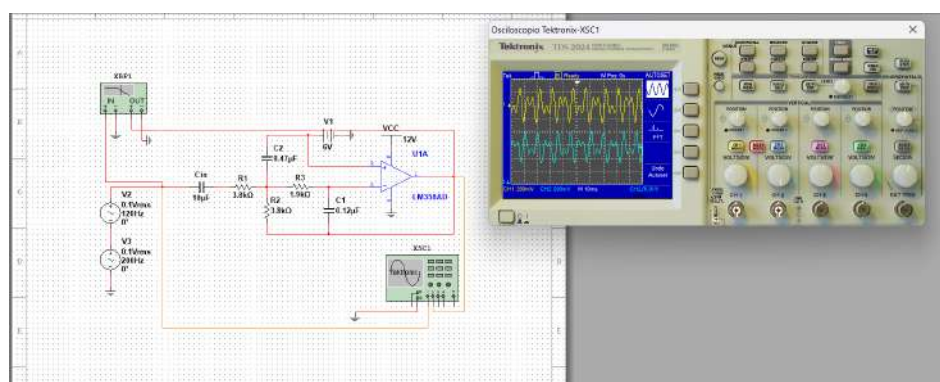


Imagen 2.19: Simulación del filtro pasa-bajas con frecuencias por debajo de la de corte.

Si solo se combinan, como en este caso, dos señales que debajo de la frecuencia de corte, la salida solo se verá invertida.



Con la comprobación de los dos filtros anteriores podemos dar paso a la parte de la simulación del filtrado de bandas que se compone de un filtro pasa-altas y posteriormente de un filtro pasa-bajas. Utilizando las mismas frecuencias de corte que en los circuitos anteriores los resultados son los siguientes:

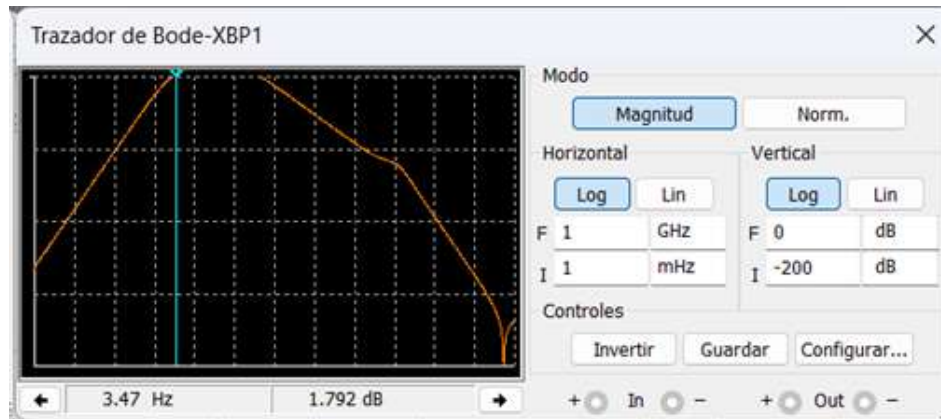


Imagen 2.20: Bode.

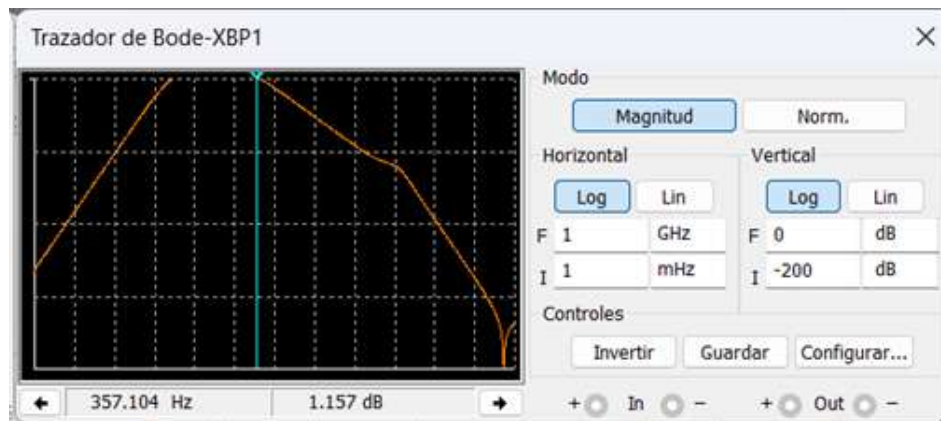


Imagen 2.21: Bode.

El trazador de Bode nos indica el valor aproximado de las frecuencias de corte de este filtro pasabandas que son aproximadamente 3.5 Hz y 357 Hz

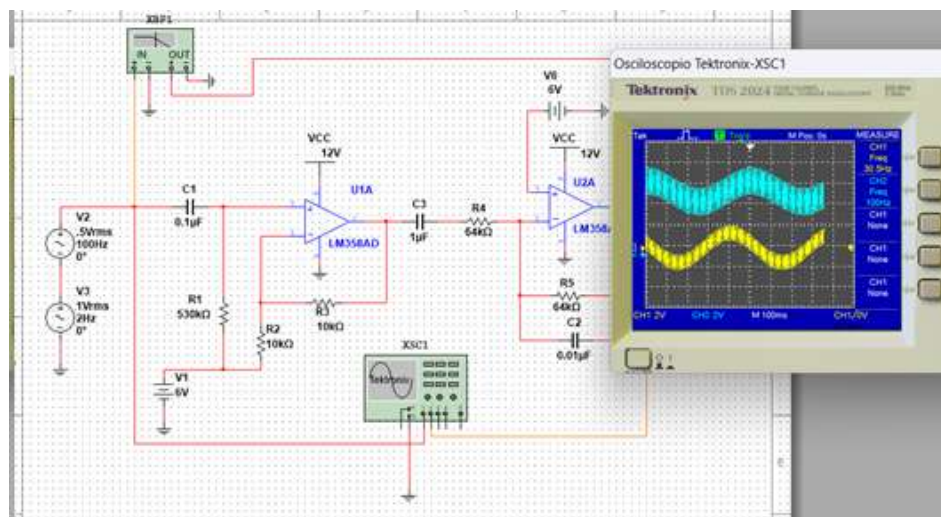


Imagen 2.22: Simulación del filtro pasabandas.

Ahora que la señal de salida es la de color azul podemos apreciar que solo persiste una frecuencia de 100 Hz que es de la fuente V2, mientras que de la fuente V3 no hay signos.

Después de cambiar la frecuencia de una fuente y las nuevas frecuencias de corte eran de aproximadamente 2.5 y 300 Hz.

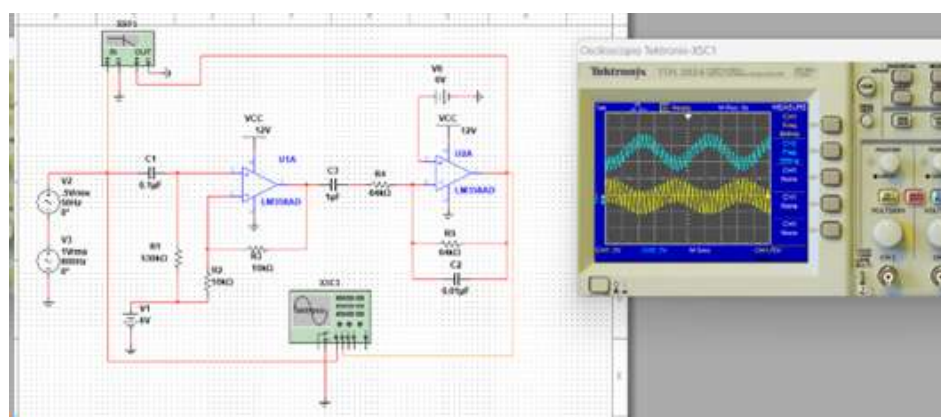


Imagen 2.23: Simulación del filtro pasabandas.

En este caso también cumple con la atenuación de la señal como se puede observar.



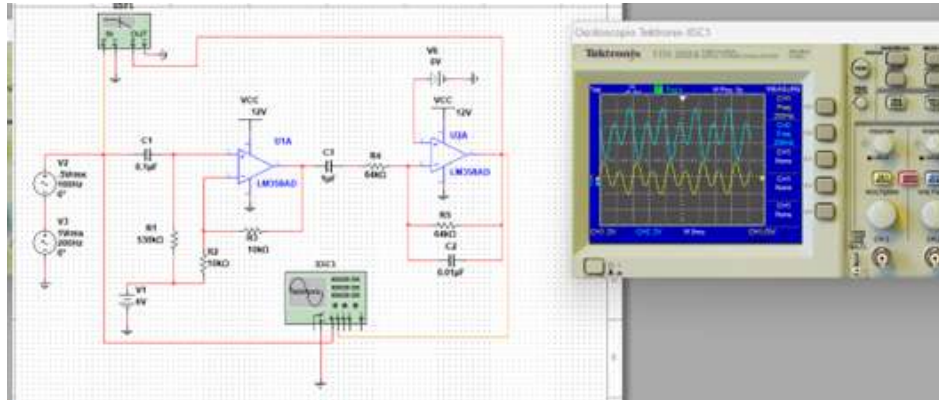


Imagen 2.24: Simulación del filtro pasabandas.

Y finalmente, si ambas señales se encuentran en el rango de las frecuencias de corte, la frecuencia de la salida no se verá afectada.

Para el caso del filtrado de muesca seleccionamos que la frecuencia de corte sea de 60 Hz.

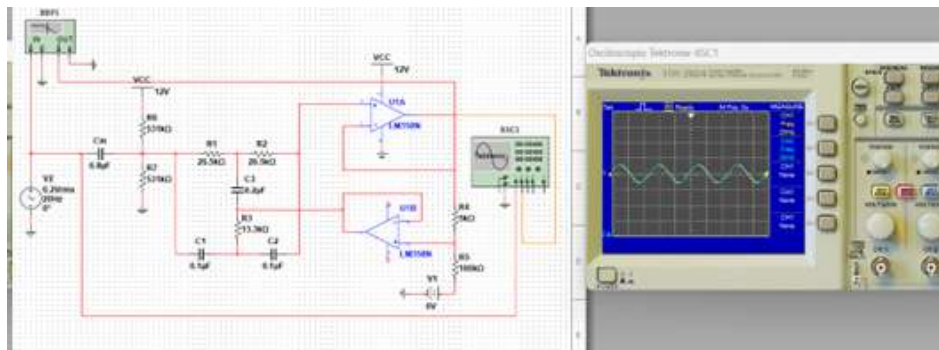


Imagen 2.25: Simulación del filtro de muesca.

Cálculos para el Filtro de Muesca Twin-T (ajustado a 60 Hz) La frecuencia de resonancia ( $f_r$ ) para un filtro de muesca Twin-T se ajusta a la frecuencia deseada de 60 Hz utilizando la fórmula:

$$f_r = \frac{1}{2\pi RC}$$

Donde  $R$  es la resistencia y  $C$  es el condensador.



Para las resistencias proporcionadas:

$$R_1 = R_2 = 531 \text{ k}\Omega$$

$$R_3 = R_4 = 26.5 \text{ k}\Omega$$

$$R_5 = 13.3 \text{ k}\Omega$$

$$R_6 = 5 \text{ k}\Omega$$

$$R_7 = 100 \text{ k}\Omega$$

Para los condensadores proporcionados:

$$C_1 = 6.8 \text{ }\mu\text{F}$$

$$C_2 = C_3 = C_4 = 0.1 \text{ }\mu\text{F}$$

Sustituyendo estos valores en la fórmula, obtenemos:

$$f_r = \frac{1}{2\pi \times 531 \times 10^3 \times 6.8 \times 10^{-6}}$$

$$f_r \approx 60.156 \text{ Hz}$$

La ganancia ( $G$ ) para este tipo de filtro es 0.

- Frecuencia de resonancia ( $f_r$ ): 60.156 Hz
- Ganancia ( $G$ ): 0

Comprobamos que la señal fue atenuada.



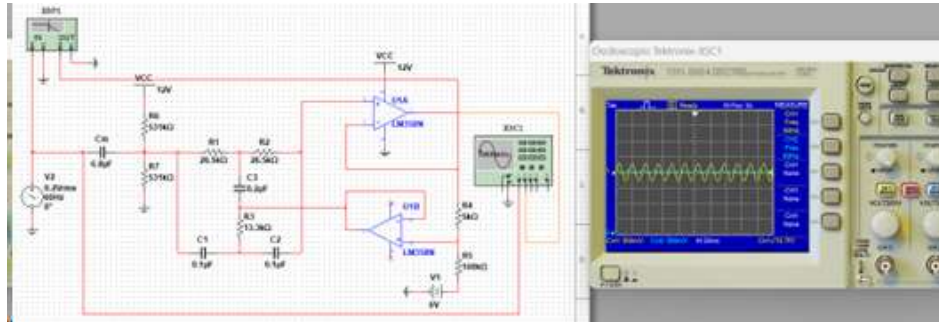


Imagen 2.26: Simulación del filtro de muesca.

Pero si la frecuencia de la señal es de cualquier otra frecuencia no se verá afectada.

Finalmente, después de diseñar el circuito de adquisición de señales con las herramientas anteriores se obtuvieron los siguientes resultados.

En la primera etapa de amplificación logramos una amplificación de 10 veces, ya que, las señales EMG se encuentran en lecturas de mV. Se agregaron 5 fuentes con diferentes frecuencias y amplitudes que simulan ser los electrodos y algunas señales de ruido

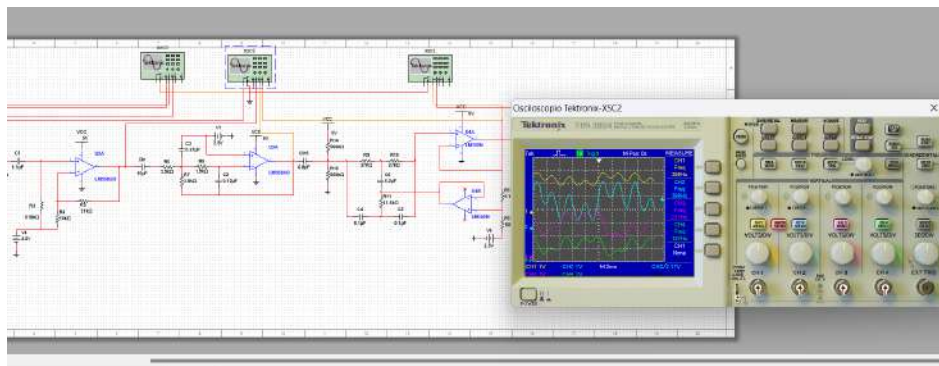


Imagen 2.27: Simulación del circuito de adquisición de señales.

En la la etapa de filtrado el osciloscopio representa la señal después de la preamplificación, filtrado de pasa-altas, filtrado de pasa-bajas y filtrado de muesca en amarillo, azul, magenta y verde, respectivamente. Se aprecia que en las dos primeras señales obtenemos frecuencias mayores a la fracuencia de corte propuesta que fue de 250 Hz, en la tercera señal observamos

que la frecuencia de la señal ya se encuentra debajo de la frecuencia de corte, y por último, en la última señal se mantiene a una frecuencia parecida debido a que solo se encarga de eliminar frecuencias de 60 Hz.

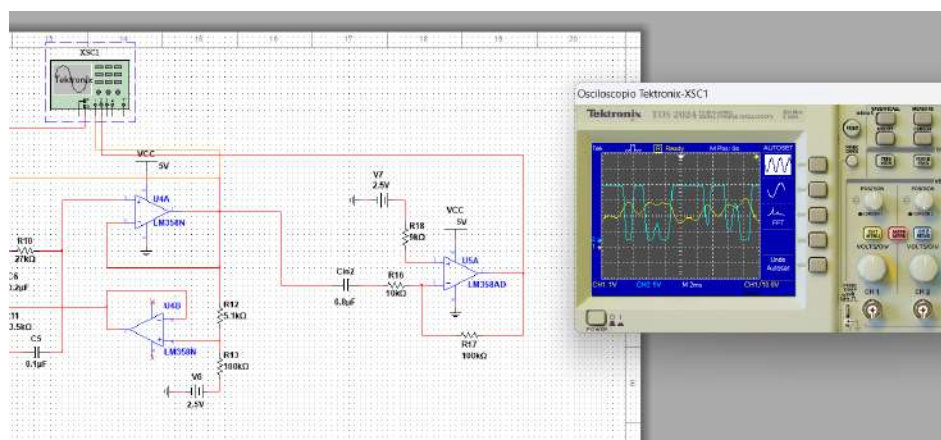


Imagen 2.28: Simulación del circuito de adquisición de señales.

Finalmente, amplificamos 10 veces la señal después de filtrarla, para tener lecturas en V.

Para ello, para obtener el valor de las resistencia a partir de la ganancia.

$$G = -\frac{R2}{R1}$$

$$R3 = R1 || R2$$

Donde  $R2 = 100k\Omega$ ,  $R1 = 10k\Omega$ , para que  $G = -10$ .

Ahora, se muestran las lecturas en tiempo real del “SENSOR MPU6050”, donde la señal roja representa la aceleración en el eje x, la verde en el eje z, y la azul en el eje y. El análisis detallado de estas señales proporciona datos cruciales para determinar la posición y orientación del brazo durante su movimiento.

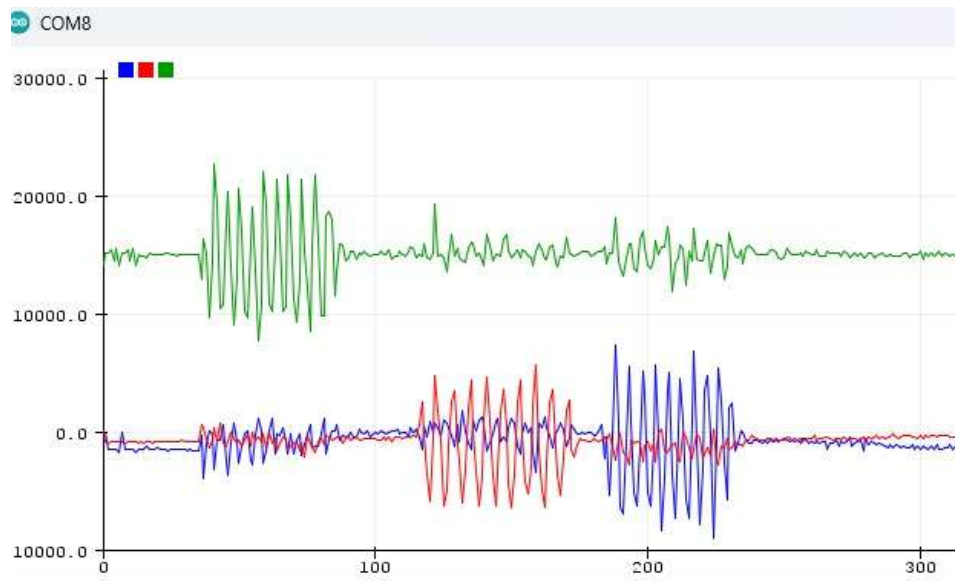


Imagen 2.29: Lecturas del MPU6050.

La figura siguiente muestra el comportamiento típico del “SENSOR FLEX” en respuesta a la flexión del codo. El eje X de la gráfica corresponden al 'TIEMPO', mientras que el eje Y son los 'VALORES DIGITALES' que nos da el sensor.

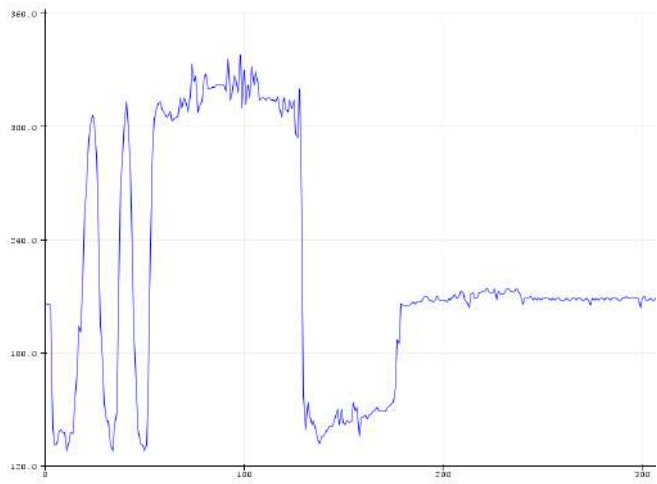


Imagen 2.30: Comportamiento del sensor flex.

## 2.5. Detalle Módulo III: Sistema de Teleoperación y Control

La información proporcionada por el sensor flex se integra con las señales del sensor IMU y del sensor EMG, ofreciendo un enfoque más completo para la captura de movimientos y permitiendo un control más preciso. La información en conjunto constituye una parte esencial del sistema, proporcionando datos cruciales para la teleoperación y control del sistema.

### Sistema con operador:

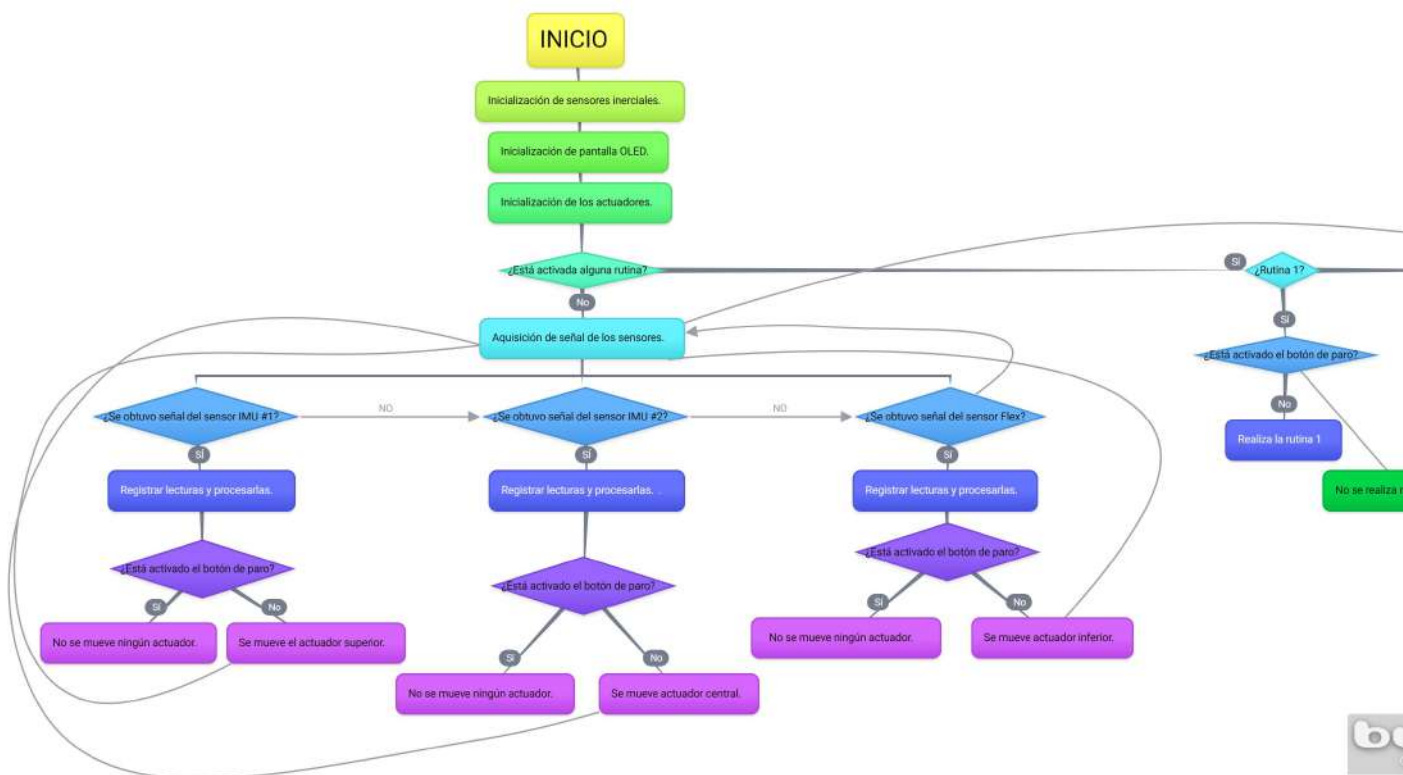


Imagen 2.31: Algoritmo general.

Se agregarán 2 rutinas establecidas, una para el plano sagital y otra para el plano coronal.

Sistema sin el operador (rutinas):

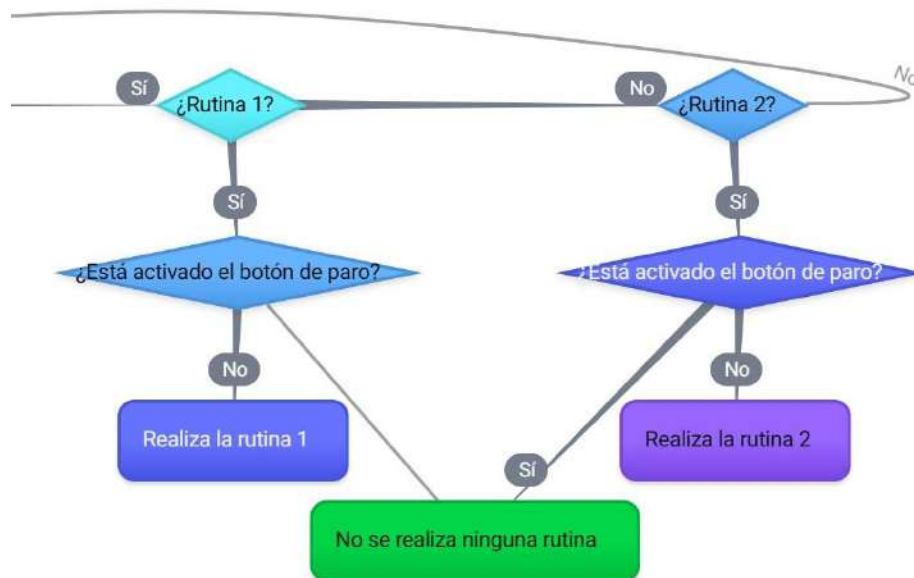


Imagen 2.32: Algoritmo de las rutinas

Por lo que, conociendo la forma de adquisición de señales de los sensores y siguiendo el algoritmo general, se muestra el circuito de teleoperación y control:

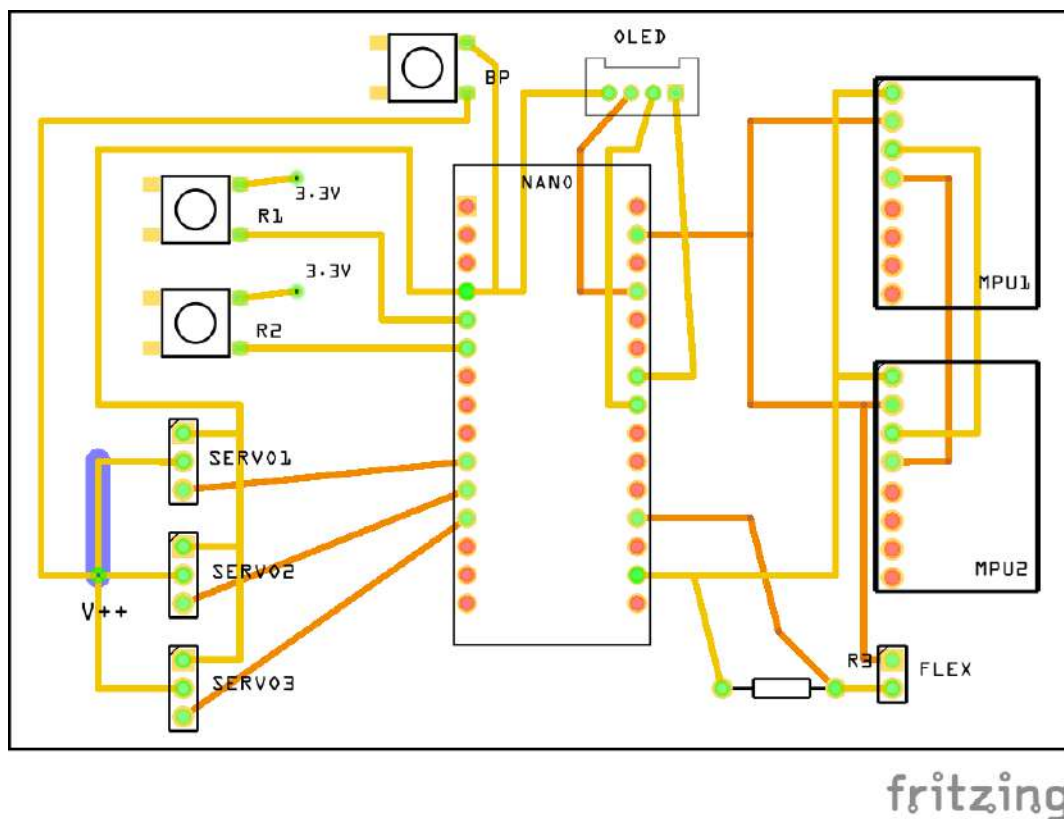


Imagen 2.33: Sensores controlados por Arduino NANO.

## 2.6. Validación Módulo III

Este algoritmo de teleoperación y control se centra en la verificación del movimiento y la estabilidad del sistema. A continuación, se detallan los pasos y criterios de validación utilizados:

- **Configuración Inicial:** Se realiza la configuración inicial, incluida la inicialización de motores, se realiza y establece en un entorno operativo adecuado.
- **Lectura de Sensores:** Se confirma que los sensores (EMG, IMU, Flex) están capturando datos en tiempo real.
- **Envío de Información:** La transmisión de información a través de la conexión directa al



esclavo se realiza en tiempo real.

- **Control de Movimiento:** Se evalúa la capacidad del algoritmo para interpretar y responder de manera efectiva a la información capturada por los sensores, utilizando los datos de EMG para detectar la actividad muscular y los datos de IMU y Flex para la orientación y movimiento de la extremidad.
- **Mapeo:** Se verifica la correcta asignación de las lecturas de los sensores a los comandos de movimiento, asegurando una correspondencia lógica y proporcional.
- **Control de Motores:** Se muestra la capacidad del sistema para controlar los motores del exoesqueleto según los comandos recibidos, garantizando que los movimientos repliquen con precisión las intenciones del usuario.
- **Retroalimentación:** Se implementa un sistema de feedback y se ajustan dinámicamente los parámetros de control según la retroalimentación del usuario y las condiciones del entorno.
- **Integración Completa:** Se valida el algoritmo en el contexto general del sistema teleoperado, asegurando una integración fluida y efectiva con el hardware del exoesqueleto y los demás componentes del sistema.

Para una cadena cinemática con tres grados de libertad, en nuestro sistema con tres articulaciones, la cinemática directa permite determinar la posición y orientación del extremo del manipulador en función de las variables articulares. Esto es crucial en robótica y diseño de mecanismos, ya que proporciona una comprensión detallada de cómo el sistema se mueve en el espacio en respuesta a las entradas de las articulaciones.

La representación matemática de la cinemática directa para un sistema con tres grados de libertad se puede expresar mediante matrices de transformación homogénea. Estas matrices describen la relación entre los sistemas de coordenadas en cada articulación y permiten calcular la posición final y la orientación del efector en relación con un sistema de coordenadas de referencia que a continuación se presenta:

**Parámetros:**

$$l_1 = 10$$

$$l_2 = 30$$

$$l_3 = 25$$

$$\alpha_1 = \frac{\pi}{2}$$

$$\alpha_2 = 0$$

$$\alpha_3 = 0$$

$$\theta_1 = \frac{\pi}{4}$$

$$\theta_2 = 0$$

$$\theta_3 = \frac{\pi}{2}$$

**Matrices de transformación homogénea:**

$$H_1^0 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & 0 & \sin(\theta_1) & 0 \\ \sin(\theta_1) & 0 & -\cos(\theta_1) & 0 \\ 0 & 1 & 0 & l_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_2^1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & -\sin(\theta_2) & 0 & l_2 \cos(\theta_2) \\ \sin(\theta_2) & \cos(\theta_2) & 0 & l_2 \sin(\theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$H_3^2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_3) & -\sin(\theta_3) & 0 & l_3 \cos(\theta_3) \\ \sin(\theta_3) & \cos(\theta_3) & 0 & l_3 \sin(\theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$





$$H = H_1^0 \cdot H_2^1 \cdot H_3^2$$

$$\text{pos} = \begin{bmatrix} H(1, 4) \\ H(2, 4) \\ H(3, 4) \end{bmatrix}$$

En el algoritmo se muestra el movimiento de motor seleccionado, refiriendo a la acción de uno de los 3 motores para proporcionar el movimiento. Ahora, en nuestra selección del tipo de motor, se establece el uso de un servomotor, el cual es un dispositivo electromecánico que se compone de cuatro partes básicas e importantes.

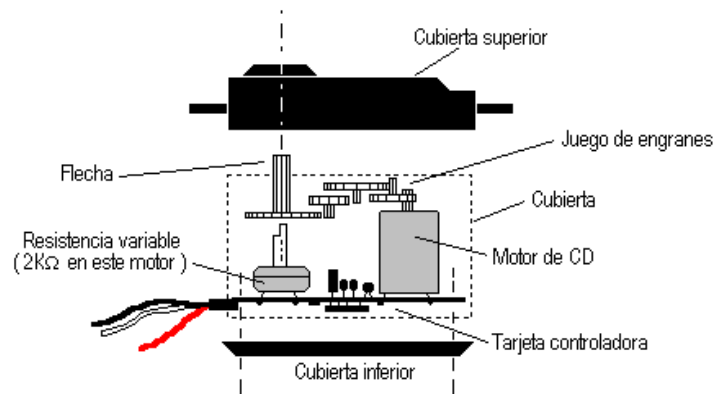


Imagen 2.34: Componentes del servomotor [44].

La primera pieza clave es el motor de corriente continua (CC), que proporciona la potencia necesaria para impulsar el movimiento del servomotor. Este motor convierte la energía eléctrica en movimiento mecánico.

Además, encontramos los engranajes reductores. Este tren de engranajes desempeña un papel al reducir la velocidad de giro del motor. La reducción de velocidad es crucial para aumentar la capacidad de torque, también conocido como par-motor, permitiendo al servomotor generar fuerzas significativas a pesar de su tamaño compacto.

La tercera parte fundamental es el conocimiento de desplazamiento. Este componente se



utiliza para identificar la posición angular del motor en cualquier momento. Comúnmente, se incorpora un dispositivo de retroalimentación, como un encoder o un potenciómetro, que proporciona información precisa sobre la posición del rotor.

Finalmente, la cuarta parte clave es el sistema de control, que juega un papel central en el funcionamiento del servomotor. Este sistema ajusta una estrategia de control de la posición angular mediante el uso de la retroalimentación proporcionada por el conocimiento de desplazamiento. El sistema de control utiliza algoritmos, como el control PID, para realizar ajustes continuos y mantener la posición angular del motor en línea con la referencia deseada. Esta capacidad de control preciso permite al servomotor adaptarse a cambios en la carga, corrigiendo automáticamente cualquier desviación y garantizando un rendimiento estable y eficiente.

Para cada grado de libertad se muestran diferentes propiedades necesarias para que el servomotor sea el indicado de realizar el movimiento como el torque, la velocidad, la potencia, tamaño etc. Es por eso que se consideran servomotores que apoyen una mejor realización del movimiento.

Los requisitos se basan en necesidades que deben tener el motor seleccionado, en conjunto a la cinemática directa para poder realizar el movimiento necesitado. Se decide tomar un rango establecido, ya que como el centroide varía, se toma de 25 a 30cm y la fuerza que va a cargar va a estar entre 4 y 5kg.

Para el torque necesario para mover la estructura desde el hombro **Torque mínimo (25 cm y 4 kg):**

$$\text{Torque mínimo} = \text{Peso mínimo} \times \text{Longitud mínima}$$

Donde:

$$\text{Peso mínimo} = 4 \text{ kg}$$

$$\text{Longitud mínima} = 25 \text{ cm}$$



Sustituyendo valores:

$$\text{Torque mínimo} = 4 \text{ kgf} \times 25 \text{ cm} = 100 \text{ kgf} \cdot \text{cm}$$

**Torque máximo (30 cm y 5 kg):**

$$\text{Torque máximo} = \text{Peso máximo} \times \text{Longitud máxima}$$

Donde:

$$\text{Peso máximo} = 5 \text{ kg}$$

$$\text{Longitud máxima} = 30 \text{ cm}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Torque máximo} = 5 \text{ kgf} \times 30 \text{ cm} = 150 \text{ kgf} \cdot \text{cm}$$

Para la potencia **Potencia mínima:**

$$\text{Potencia mínima} = \omega \times \tau$$

Donde:

$$\omega = \frac{\pi}{10} \text{ rad/s (velocidad angular)}$$

$$\tau = \text{Torque mínimo (Torque en la articulación)}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Potencia mínima} = \frac{\pi}{10} \frac{\text{rad}}{\text{s}} \times \frac{100 \times 9.81}{100} \frac{\text{N}}{\text{m}} = 3.0819 \text{ W}$$

**Potencia máxima:**

$$\text{Potencia máxima} = \omega \times \tau$$



Donde:

$$\omega = \frac{\pi}{10} \text{ rad/s (velocidad angular)}$$

$$\tau = \text{Torque máximo (Torque en la articulación)}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Potencia máxima} = \frac{\pi \text{ rad}}{10 \text{ s}} \times \frac{150 \times 9.81 \text{ N}}{100 \text{ m}} = 4.62285 \text{ W}$$

Ahora, para el torque necesario para mover la estructura desde la articulación del codo

**Torque mínimo (12 cm y 1 kg):**

$$\text{Torque mínimo} = \text{Peso mínimo} \times \text{Longitud mínima}$$

Donde:

$$\text{Peso mínimo} = 1 \text{ kg}$$

$$\text{Longitud mínima} = 12 \text{ cm}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Torque mínimo} = 1 \text{ kgf} \times 12 \text{ cm} = 12 \text{ kgf} \cdot \text{cm}$$

**Torque máximo (15 cm y 1.5 kg):**

$$\text{Torque máximo} = \text{Peso máximo} \times \text{Longitud máxima}$$

Donde:

$$\text{Peso máximo} = 1.5 \text{ kg}$$

$$\text{Longitud máxima} = 15 \text{ cm}$$



Sustituyendo valores:

$$\text{Torque máximo} = 1.5 \text{ kgf} \times 15 \text{ cm} = 22.5 \text{ kgf} \cdot \text{cm}$$

Para la potencia **Potencia mínima:**

$$\text{Potencia mínima} = \omega \times \tau$$

Donde:

$$\omega = \frac{\pi}{10} \text{ rad/s (velocidad angular)}$$

$$\tau = \text{Torque mínimo (Torque en la articulación)}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Potencia mínima} = \frac{\pi \text{ rad}}{10 \text{ s}} \times \frac{12 \times 9.81 \text{ N}}{100} = 0.36982 \text{ W}$$

**Potencia máxima:**

$$\text{Potencia máxima} = \omega \times \tau$$

Donde:

$$\omega = \frac{\pi}{10} \text{ rad/s (velocidad angular)}$$

$$\tau = \text{Torque máximo (Torque en la articulación)}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Potencia máxima} = \frac{\pi \text{ rad}}{10 \text{ s}} \times \frac{22.5 \times 9.81 \text{ N}}{100} = 0.69342 \text{ W}$$

Ahora, para el torque necesario para mover la estructura de manera rotación al rededor del hombro

**Torque mínimo (10 cm y 4 kg):**

$$\text{Torque mínimo} = \text{Peso mínimo} \times \text{Longitud mínima}$$

Donde:

$$\text{Peso mínimo} = 4 \text{ kg}$$

$$\text{Longitud mínima} = 10 \text{ cm}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Torque mínimo} = 4 \text{ kgf} \times 10 \text{ cm} = 40 \text{ kgf} \cdot \text{cm}$$

**Torque máximo (15 cm y 5 kg):**

$$\text{Torque máximo} = \text{Peso máximo} \times \text{Longitud máxima}$$

Donde:

$$\text{Peso máximo} = 5 \text{ kg}$$

$$\text{Longitud máxima} = 15 \text{ cm}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Torque máximo} = 5 \text{ kgf} \times 15 \text{ cm} = 75 \text{ kgf} \cdot \text{cm}$$

Para la potencia **Potencia mínima:**

$$\text{Potencia mínima} = \omega \times \tau$$

Donde:

$$\omega = \frac{\pi}{10} \text{ rad/s (velocidad angular)}$$

$$\tau = \text{Torque mínimo (Torque en la articulación)}$$



Sustituyendo valores:

$$\text{Potencia mínima} = \frac{\pi \text{ rad}}{10 \text{ s}} \times \frac{40 \times 9.81 \text{ N}}{100 \text{ m}} = 1.23276 \text{ W}$$

**Potencia máxima:**

$$\text{Potencia máxima} = \omega \times \tau$$

Donde:

$$\omega = \frac{\pi}{10} \text{ rad/s (velocidad angular)}$$

$$\tau = \text{Torque máximo (Torque en la articulación)}$$

Sustituyendo valores:

$$\text{Potencia máxima} = \frac{\pi \text{ rad}}{10 \text{ s}} \times \frac{75 \times 9.81 \text{ N}}{100 \text{ m}} = 2.31142 \text{ W}$$

---

### Implementación del sistema

---

#### 3.1. Implementación módulo 1 (Sistema mecánico)

Para implementar el diseño detallado del Módulo I descrito anteriormente, se inició utilizando material termoplástico compatible con la tecnología de impresión 3D.

La elección de materiales termoplásticos se justifica por su capacidad para ser fundidos y moldeados repetidamente mediante el proceso de deposición de material fundido (FDM, por sus siglas en inglés), que es común en las impresoras 3D. Esta tecnología proporciona una gran flexibilidad en la geometría de las piezas y permite una rápida iteración en el diseño y fabricación del prototipo.

Al implementar el sistema mecatrónico para la rehabilitación de la parte superior del cuerpo con material termoplástico, se garantiza una construcción robusta y duradera, capaz de soportar las demandas mecánicas asociadas con la terapia de rehabilitación. Además, la naturaleza ligera de los materiales termoplásticos contribuye a la comodidad del usuario durante el uso del dispositivo. A continuación se muestran las siguientes piezas del sistema:





Imagen 3.1: Hombreira.



Imagen 3.2: Primer eslabón.



Imagen 3.3: Corredera para ajustar el bíceps en el primer eslabón.



Imagen 3.4: Segundo eslabón.



Imagen 3.5: Abrazadera fija para antebrazo.



Imagen 3.6: Abrazadera corrediza para ajustar el antebrazo.

Teniendo este primer prototipo de nuestro sistema mecánico empezaremos las pruebas de funcionamiento derivadas a la adquisición de señales de los sensores y la ejecución del sistema mecatrónico.

#### 3.1.0.1. Verificación (Ml)

Conociendo cada parte de la estructura mecánica se piensa en la sujeción completa, contemplando el equipo de movimiento (servomotores), equipo de potencia y la parte que sostendrá el sistema. Es por eso que se establece una estructura completa la cual pueda generar los movimientos requeridos. A continuación se muestran las piezas maquinadas en aluminio 6061



inspiradas en el primer prototipo realizado en material termoplástico.



Imagen 3.7: Hombrera en aluminio 6061.



Imagen 3.8: Eslabón para el bíceps en aluminio 6061.



Imagen 3.9: Eslabón para el antebrazo en aluminio 6061.



Imagen 3.10: Ensamble de las piezas maquinadas.



### 3.2. Implementación módulo 2 (Teleoperación y señal de los sensores)

Para la implementación de la señal de los sensores primero se realiza su adquisición en placa de pruebas antes de realizar la implementación de la placa final. Por lo que se muestra su adquisición de la señal y la acción a realizar en el giro de motor. Aquí son importantes los movimientos que va a realizar el maestro para mandar al actuador sus movimientos.

Se establece el tipo de teleoperación el cual va a coordinar los movimientos del sistema, al probar opciones se decidió una teleoperación de control directo constatando que en situaciones donde el sistema y el operador están físicamente cerca, el uso de conexiones por cable puede proporcionar una comunicación mejorada y rápida considerando seguridad al paciente, la primera parte corresponde adquirir la señal del sensor flex y la señal de 2 MPU6050 para que posteriormente estos datos puedan ser procesados y así finalmente designar movimiento de los actuadores.

El AD8232 es un circuito integrado con ensamblado en una tarjeta Sparkfun, diseñado principalmente para la adquisición de señales de ECG (electrocardiograma), pero su arquitectura también puede ser utilizada para capturar señales EMG (electromiograma) con algunas consideraciones adicionales. Para aplicar el AD8232 en la obtención de señales EMG, se deben seguir ciertos pasos. Primero, se colocan electrodos superficiales en la piel sobre el músculo que se desea medir, mientras que los electrodos de referencia y tierra deben colocarse en una ubicación neutra, generalmente sobre un hueso o una parte no muscular. Luego, los electrodos se conectan al AD8232, cuya entrada del amplificador instrumental captará la pequeña señal de voltaje generada por la actividad muscular. Se eligió este módulo ya que, integra varias etapas de procesamiento de señal, como filtrado y amplificación, lo que simplifica el diseño del sistema de adquisición de EMG. Su tamaño compacto y bajo consumo de energía lo hacen adecuado para aplicaciones portátiles y dispositivos de monitoreo continuo.

Se realizó también, una interfaz en la cuál el operador puede visualizar al momento la señal electromiográfica del paciente y los ángulos obtenidos a partir de las lecturas de cada sensor





inercial, con los cuáles controlamos los servomotores.

### 3.2.0.1. Verificación (M2)

Teniendo las placa en donde se va a desarrollar la adquisición de datos, la teleoperación y el control de los actuadores, se verifica la actividad considerando la activación de los sensores, lectura de los mismos, y la visualización de estos datos.

```
335, 19, 415
REF Pitch: -33.80 | Roll: 161.59 | Yaw: -2.98
TIP Pitch: -45.42 | Roll: 165.80 | Yaw: -2.82
Flex Sensor: 535, 531, -1
20, 20, 389
REF Pitch: -33.40 | Roll: 161.56 | Yaw: -3.02
TIP Pitch: -45.66 | Roll: 165.67 | Yaw: -2.34
Flex Sensor: 532, 535, -1
391, 19, 446
REF Pitch: -33.56 | Roll: 160.86 | Yaw: -3.16
TIP Pitch: -45.88 | Roll: 166.14 | Yaw: -2.02
Flex Sensor: 531, 532, -1
20, 20, 393
REF Pitch: -33.42 | Roll: 161.55 | Yaw: -3.00
TIP Pitch: -45.66 | Roll: 165.70 | Yaw: -2.25
Flex Sensor: 532, 531, -1
392, 19, 334
REF Pitch: -33.74 | Roll: 161.27 | Yaw: -2.60
TIP Pitch: -45.95 | Roll: 165.60 | Yaw: -1.89
Flex Sensor: 534, 532, -1
20, 20, 315
REF Pitch: -33.13 | Roll: 161.45 | Yaw: -3.30
TIP Pitch: -45.64 | Roll: 165.83 | Yaw: -1.97
Flex Sensor: 531, 534, -1
320, 19, 368
```

Imagen 3.11: Recepción de datos de los sensores.



Imagen 3.12: Impresión de datos de cada sensor en la interfaz

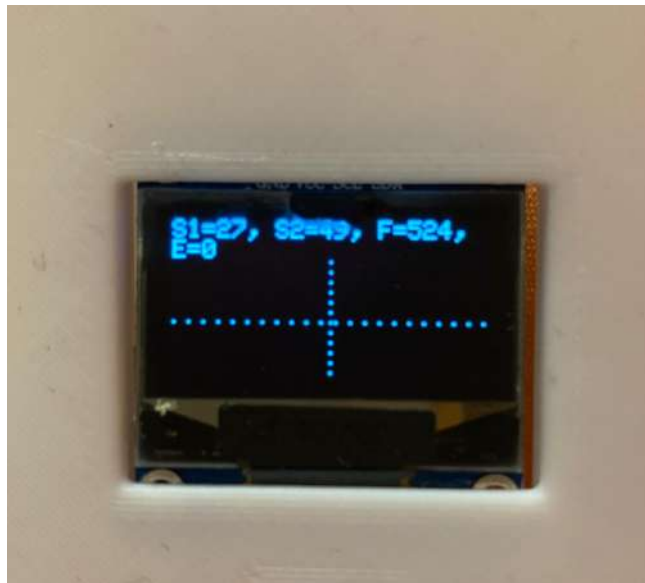


Imagen 3.13: Movimiento de sensor e impresión de datos

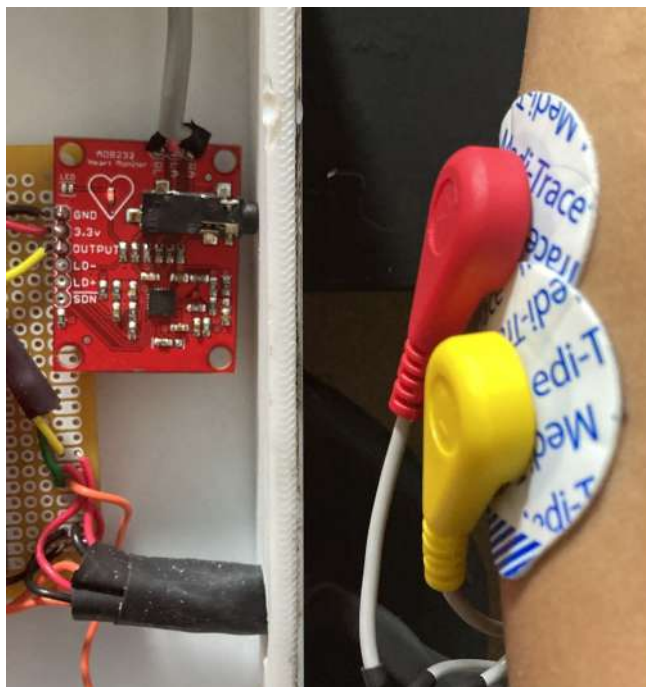


Imagen 3.14: Colocación de los electrodos superficiales y activación del módulo AD8232.

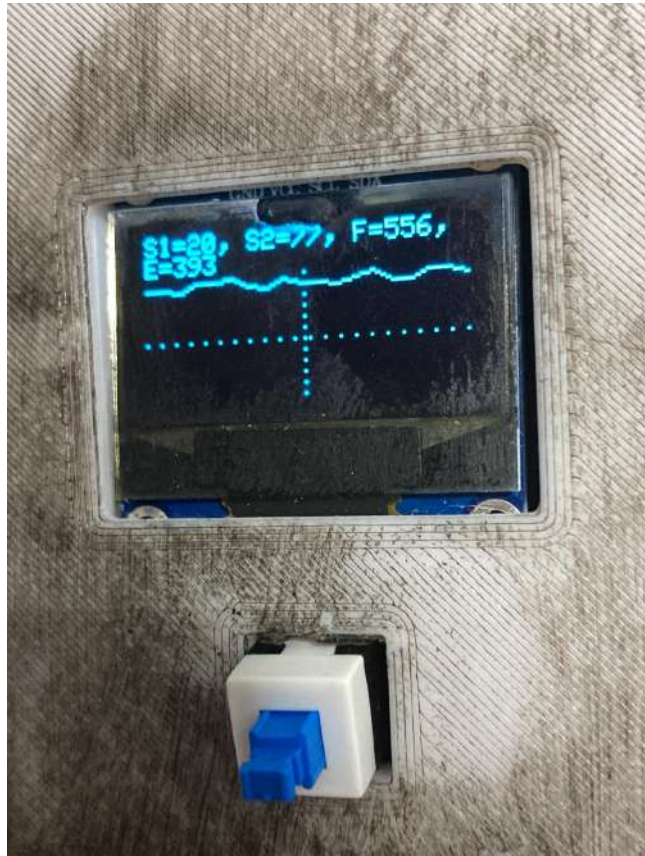


Imagen 3.15: Movimiento de sensor emg e impresión de datos en pantalla OLED

### 3.3. Implementación módulo 3 (Pruebas de control)

Para las pruebas de control se deben considerar varios puntos, iniciando por seleccionar la forma física de la persona a considerar para poder así ajustar adecuadamente el sistema.

Aquí se concluye con las pruebas de control en los actuadores. Se establece la forma y posición de cada parte del sistema para su ajuste.

Se integró, para mantener la integridad física del paciente, un botón de paro, el cual permite detener inmediatamente todos los movimientos del sistema en caso de emergencia. Este botón de paro es una medida de seguridad crítica, especialmente en aplicaciones médicas, donde la seguridad del paciente es primordial. Al ser activado, el botón corta directamente



la alimentación de los motores, deteniendo cualquier actividad en curso. Esto asegura que no haya movimientos involuntarios que puedan causar daño o incomodidad al paciente, mientras que el microcontrolador sigue encendido para permitir un reinicio controlado del sistema.

### 3.3.0.1. Verificación (M3)

Se verifica considerando los movimientos a las posiciones solicitadas.



Imagen 3.16: Reposo.



Imagen 3.17: Flexión del codo en el plano sagital.



Imagen 3.18: Elevación del brazo en el plano sagital.





Imagen 3.19: Combinación de flexión de codo y elevación del brazo en plano sagital.





Imagen 3.20: Elevación del brazo y flexión del codo en plano coronal.



Imagen 3.21: Elevación del brazo en plano coronal.



Imagen 3.22: Movimiento de MPU1



Imagen 3.23: Movimiento de MPU2

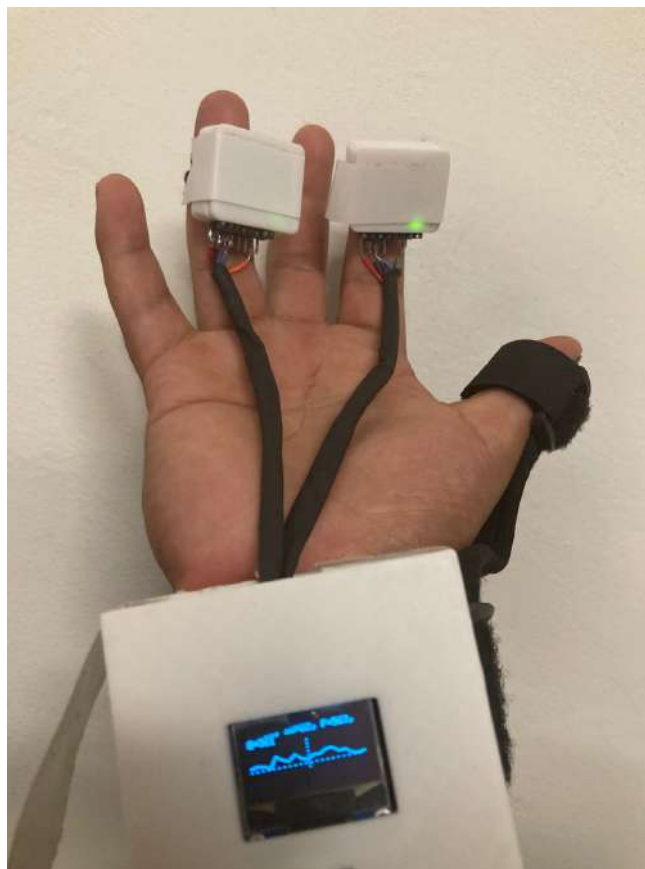


Imagen 3.24: Estado de reposo



Imagen 3.25: Movimiento de MPU1, MPU2 y Flex.



---

### Discusión / Análisis de resultados

---

#### 4.0.1. Análisis de ingeniería

El sistema mecatrónico teleoperado para la rehabilitación de la extremidad superior fue evaluado desde una perspectiva de ingeniería con foco en la integración de sensores y actuadores comunicación directa, y ergonomía. La selección de componentes, como el MPU6050 y resistivo, fue crítica para garantizar la captura de movimientos, mientras que la elección de servomotores adecuados permitió replicar estos movimientos. La implementación de un protocolo de comunicación directa, utilizando la comunicación directa, minimizó la latencia y aseguró una transmisión de datos. El ajuste de los sensores y los movimientos de los servomotores resultó esencial para la operación suave del sistema. Además, se priorizó la seguridad, incorporando límites de movimiento y monitoreo continuo de estado. Las pruebas exhaustivas y la documentación detallada validaron el sistema, asegurando su idoneidad para la rehabilitación.

#### 4.0.2. Análisis de costos

A continuación se presenta un estimado del presupuesto para cada componente del sistema de rehabilitación con una estructura de 3 grados de libertad.





Tabla 4.1: Presupuesto estimado de los componentes del proyecto de rehabilitación.

Componente	Presupuesto Estimado (MXN)
EMG	300 por los componentes utilizados
Microcontrolador	180 por unidad
Acelerómetro MPU6050	45 por módulo
Servomotor 150kgf	1244 por unidad
Servomotor 80kgf	1122 por unidad
Fuente de alimentación	1295 por unidad
Unidad de Control (PCB)	100 por unidad
Estructura mecánica	1000 en total

## 4.1. Notas Adicionales

- El presupuesto es un estimado y puede variar según la marca, modelo y proveedor seleccionado para cada componente.
- El costo del ensamblaje del brazo dependerá del material y la complejidad del diseño.

### 4.1.1. Análisis de valor

El sistema mecatrónico teleoperado para la rehabilitación de la extremidad superior ofrece una alta relación costo-beneficio al permitir la rehabilitación de forma ergonómica, reduciendo costos médicos y de transporte. Su funcionalidad destaca por la latencia en la replicación de movimientos gracias a la integración de sensores de flexión y MPU6050 con servomotores, mientras que la comunicación inalámbrica asegura una respuesta en tiempo real. Además, el diseño del sistema mejora la comodidad del usuario, promoviendo la adherencia al tratamiento y aumentando la autonomía, lo que en conjunto mejora significativamente la calidad de vida de los usuarios y facilita el acceso a la rehabilitación, especialmente en áreas con acceso limitado a servicios de salud especializados.

---

## Conclusiones

---

Durante el tiempo destinado para la realización del proyecto, en Trabajo terminal I, marca un avance significativo en la aplicación de tecnologías avanzadas para el apoyo a pacientes en proceso de rehabilitación. Dentro de la concepción de un sistema mecatrónico de rehabilitación para la extremidad superior se decidió la forma de la estructura mecánica, concretando el material como aluminio 6061. La elección de este material no solo confiere robustez y ligereza a la estructura, sino que también garantiza durabilidad y resistencia, factores cruciales para del sistema.

La integración de sensores, como el sensor electromiográfico (EMG) que mediante sus componentes como amplificadores y filtros de señales, constituye una innovación clave al capturar las señales eléctricas generadas por la actividad muscular, permitiendo una interacción más intuitiva y personalizada entre el usuario y el sistema de rehabilitación. La inclusión del sensor inercial MPU6050 para el acelerómetro, junto con el sensor flex que detecta cambios de resistencia asociados al movimiento, aporta una dimensión adicional a la retroalimentación del sistema. La combinación de estos sensores ofrece una representación más completa de los movimientos, permitiendo una rehabilitación más específica.

Se implementó un análisis para la creación de un algoritmo de teleoperación y control que añade y moldea la capa de funcionamiento del sistema, posibilitando una respuesta coordinada y segura a las señales recopiladas.



Para Trabajo Terminal II, se logró llevar a cabo el proyecto propuesto desde el protocolo de investigación y Trabajo Terminal I. Se desarrolló un código eficaz para el control de los motores seleccionados: dos de 150 kgf/cm y uno de 80 kgf/cm, utilizando los sensores MPU6050 y un sensor flex. El diseño de la estructura se realizó en Fusion 360 con la licencia de estudiante, garantizando precisión y profesionalismo en la modelación de la misma.

La implementación del código permitió un control coordinado de los motores, reflejando los movimientos detectados por los sensores de manera eficiente. El MPU6050, con sus capacidades de detección de aceleración y rotación, junto con el sensor flex que mide cambios en la resistencia al movimiento, proporcionaron datos críticos para el control del sistema. Este sistema, a través de la lectura y procesamiento de las señales de los sensores, ajusta los movimientos de los motores para replicar de manera fiel los movimientos deseados, contribuyendo significativamente a los objetivos de rehabilitación del usuario.

El proceso de desarrollo del proyecto no estuvo exento de desafíos. La integración de múltiples sensores y la coordinación de sus datos para el control de los motores requirió un enfoque meticuloso y detallado. Además, cabe mencionar que la teleoperación no es inalámbrica, sino directa. Durante la transmisión de los datos, se introducía un tipo de ruido en los pines digitales que provocaba pequeños movimientos involuntarios en los motores. Debido a la naturaleza médica del producto, la implementación de un sistema inalámbrico resultaba complicada y menos fiable.

En conclusión, el proyecto ha cumplido con éxito los objetivos planteados desde el inicio. La implementación de una estructura robusta y ligera, combinada con un sistema de control basado en sensores avanzados, representa un avance significativo en el campo de la rehabilitación mecatrónica. Este trabajo no solo contribuye al desarrollo tecnológico en el área de la salud, sino que también abre nuevas posibilidades para futuros desarrollos y mejoras en sistemas de rehabilitación. La experiencia y el conocimiento adquiridos a lo largo de este proyecto serán fundamentales para futuros emprendimientos y desarrollos profesionales en la ingeniería mecatrónica.



## Recomendaciones y trabajo futuro

### Recomendaciones

- Mejora de la precisión y sensibilidad del sistema: Se considera la integración de sensores adicionales o más avanzados que puedan proporcionar datos aún más precisos y sensibles para mejorar la replicación de movimientos.
- Optimización de la Comunicación Inalámbrica: Evaluar el uso de tecnologías de comunicación más avanzadas para mejorar la estabilidad y reducir aún más la latencia en la transmisión de datos.
- Interfaz de Usuario: Desarrollar una interfaz de usuario intuitiva y amigable, posiblemente con una aplicación móvil, para permitir un control y monitoreo más sencillo y accesible del sistema.
- Personalización y Adaptabilidad: Desarrollar algoritmos que permitan la personalización automática de los ejercicios de rehabilitación basados en el progreso del usuario y sus necesidades específicas.

### Trabajo futuro

- Estudios Clínicos: Empezar a realizar estudios clínicos con pacientes para validar la eficacia del sistema y recopilar datos cuantitativos sobre su impacto en la rehabilitación.
- Integración con Sistemas de Salud: Trabajar en la integración del sistema con plataformas de telemedicina y registros electrónicos de salud para permitir una supervisión y ajuste remoto por parte de profesionales de la salud.
- Desarrollo de Versiones Avanzadas: Diseñar y desarrollar versiones avanzadas del sistema que puedan abarcar la rehabilitación de otras partes del cuerpo o que incluyan más grados de libertad para movimientos más complejos.



---

## Referencias

---

- [1] “Parálisis.” <https://medlineplus.gov/spanish/paralysis.html#:~:text=La%20mayor%20de%20las%20parálisis,el%20síndrome%20de%20Guillain-Barré>.  
Accedido 23 May. 2023.
- [2] “Maintaining mobility and preventing disability are key to living independently as we age.” <https://www.nia.nih.gov/news/maintaining-mobility-and-preventing-disability-are-key-living-independently-we-age>.  
Accedido 25 May. 2023.
- [3] S. Portugal, “Terapia ocupacional.” <https://msdmanuals.com/es-mx/hogar/fundamentos/rehabilitación/terapia-ocupacional>.  
Accedido 22 May. 2023.
- [4] Costa, “Robótica para la rehabilitación | guttmann barcelona,” 2020. Accedido 22 May. 2023.
- [5] D. Ferris, “Exoskeleton (robotics) - an overview | sciencedirect topics,” 2019. Accedido 10 June. 2023.
- [6] “Lesiones por año.” Accedido 24 May. 2023.



- [7] C. C. Cruz, *Factores pronósticos de la supervivencia, recurrencia y secuelas en pacientes con Enfermedad Vascular Cerebral del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, México DF*. PhD thesis, Instituto Nacional de Salud Pública, 2017. Accedido 24 May. 2023.
- [8] C. R. Ramírez, *Control mioeléctrico para brazo manipulador*. PhD thesis, Instituto Politécnico Nacional, 2007.
- [9] A. G. Salazar, J. M. Abad, and E. M. Segoviano, *Sistema de control de un brazo mecánico de 4 grados de libertad a través de análisis de movimiento del antebrazo humano por el método de videografía*. PhD thesis, Instituto Politécnico Nacional, 2008.
- [10] A. F. Hernández and A. A. S. Ramírez, *Prototipo de exoesqueleto háptico para la porción libre del miembro superior*. PhD thesis, Instituto Politécnico Nacional, 2016.
- [11] O. A. O. Weeke, A. A. R. García, and D. R. Lázaro, *Exoesqueleto del miembro inferior para personas con hemiplejía*. PhD thesis, Instituto Politécnico Nacional, 2016.
- [12] L. G. Alonso and R. R. Delgado, *Robot móvil teledirigido para seguimiento de trayectorias*. PhD thesis, Instituto Politécnico Nacional, 2008.
- [13] E. L. García and H. D. Ramírez, *Interacción de una aplicación web utilizando el Kinect*. PhD thesis, Instituto Politécnico Nacional, 2012.
- [14] K. S. Lozano and J. V. Arzate, *Desarrollo de un simulador de suministro de sustancias teleoperado por datos obtenidos de movimientos de la mano*. PhD thesis, Instituto Politécnico Nacional, 2012.
- [15] “What is a myopro orthosis.” <https://myomo.com/what-is-a-myopro-orthosis/>. Accedido 6 June. 2023.
- [16] “Armeo®power - hocomma.” Accedido 6 June. 2023.
- [17] C. Urbizu, “Brazos robóticos contra los ictus,” 2016. Accedido 23 May. 2023.

- 
- [18] “Rehabilitación de la mano y el brazo tras un ictus. la función de los robots,” 2016. Accedido 23 May. 2023.
- [19] G. Aguirre, *Control de señales EMG para el Movimiento de un Brazo Robótico de Tres Grados de Libertad*. PhD thesis, 2015. Accedido 23 May. 2023.
- [20] J. V. Pinzón, R. P. Mayorga, and G. C. Hurtado, *Brazo robótico controlado por electro-miografía*. PhD thesis, 2012. Accedido 23 May. 2023.
- [21] “Rehabilitacion con emg.” Accedido 23 May. 2023.
- [22] “¿cuáles son las variables de entrada y salida en un proceso?.” Accedido 10 de junio de 2023.
- [23] J. S. Pazmiño, *Prácticas de robótica utilizando Matlab*. PhD thesis, Escuela Politécnica Superior de Elche, 2000. Accedido 6 de Junio. 2023.
- [24] “Robots industriales: qué son, cómo funcionan y sus tipos,” 2021. Accedido 6 June. 2023.
- [25] B. S. L. Lozada and J. F. B. Albarrán, *Sistema de seguimiento de un biofeedback para extremidades inferiores (SIMEXO)*. PhD thesis, Biblioteca Digital USB - Universidad de San Buenaventura, 2008. Accedido el 10 de junio de 2023.
- [26] V. Bartenbach, “Eduexo, el primer kit de exoesqueleto robótico para la educación,” 2006. Accedido 10 June. 2023.
- [27] E. N. Ortega, *Teleoperación: técnicas*. PhD thesis, Upcommons, 2004. Accedido 6 June. 2023.
- [28] “Fundamentos de teleoperacion,” 2012. Accedido 6 June. 2023.
- [29] “Teleoperación de robots con realidad virtual,” 2017. Accedido 6 June. 2023.
- [30] R. Ávila Chaurand, L. P. León, and E. G. Muñoz, *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana : México, Cuba, Colombia, Chile*. PhD thesis, Universidad de Guadalajara, 2007. Accedido, 6 de Junio. 2023.





- [31] “Sensores inerciales ¿qué son y qué uso tienen en un programa de bienestar corporativo? - the well-being lab.” Accedido el 14 de junio de 2023.
- [32] K. L. Moore, *Anatomía con orientación clínica*. Wolters Kluwer Health, 8 ed., 2017.
- [33] E. G. Muñoz and G. M. Rebolledo, “Electromiografía en las ciencias de la rehabilitación,” *Redalyc*, Aug 2018. Accedido 23 May. 2023.
- [34] L. Gila, A. Malanda, I. R. Carreño, J. R. Falces, and J. Navallas, “Métodos de procesamiento y análisis de señales electromiográficas,”
- [35] T. Lenzi, S. M. M. D. Rossi, N. Vitiello, and M. C. Carrozza, “Proportional emg control for upper-limb powered exoskeletons,” in *2011 33rd Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Medicine Biol. Soc.*, p. 3424, IEEE, 08 2011. Accedido 26 May. 2023.
- [36] F. Pérez-Reynoso, N. Farrera, C. Capetillo, N. Méndez-Lozano, C. González-Gutiérrez, and E. López-Neri, “Pattern recognition of emg signals by machine learning for the control of a manipulator robot,” *Sensors*, vol. 22, p. 3424, 04 2022. Accedido 6 June 2023.
- [37] “Rehabilitación de accidente cerebrovascular: Qué esperar mientras te recuperas,” 05 2022. Accedido 22 May. 2023.
- [38] D. A. Hurtado, G. G. H. Urrea, A. C. S. Barrote, H. D. F. Muñoz, and L. F. E. Rosas, “Instrumentación de actividades en rutina clínica de neurorehabilitación funcional de extremidad superior,” *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 11, 10 2017. Accedido el 10 de junio de 2023.
- [39] E. L. González, A. V. Galván, and M. A. Montiel, “Capítulo 2 diseño mecatrónico implementado en el desarrollo de prototipos virtuales y físicos,” in *ECORFAN®*, 05 2020. Accedido 31 mayo 2023.
- [40] C. Miranda, “Diseño y fabricación de exoesqueletos ultralivianos,” Master’s thesis, 05 2021. Accedido 6 junio 2023.



- [41] S. F. Gimeno, “Escala de medida de la espasticidad,” Año. Accedido el 10 de diciembre de 2023.
- [42] “Secretaría de salud,” 2012. Accedido el 10 de diciembre de 2023.
- [43] “Secretaría de salud,” 2021. Accedido el 10 de diciembre de 2023.
- [44] Como Funciona, “Un servomotor: Qué es y cómo funciona.” Accedido el 10 de diciembre de 2023.



# Apéndice



---

## Apéndice 1

---

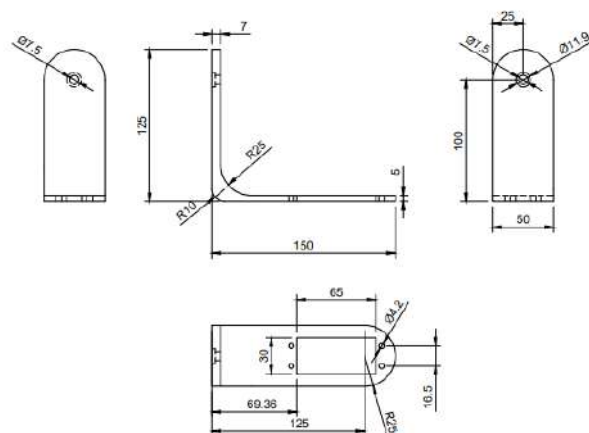


Imagen A.1: Plano de diseño de la hombrera (unidades en mm).

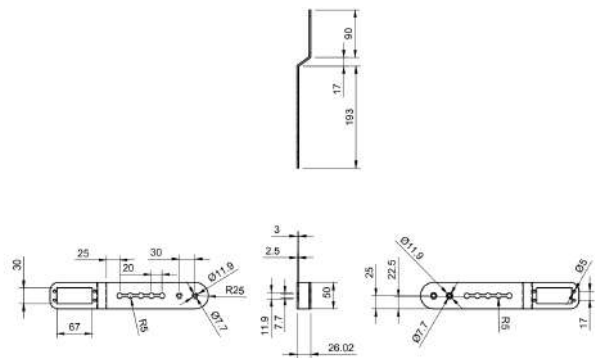


Imagen A.2: Plano de diseño del eslabón para el bíceps (unidades en mm).



Imagen A.3: Plano de diseño de la abrazadera corrediza del eslabón para el bíceps (unidades en mm).

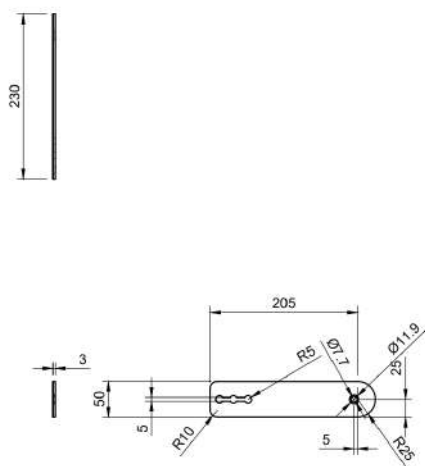


Imagen A.4: Plano de diseño del eslabón para el antebrazo (unidades en mm).



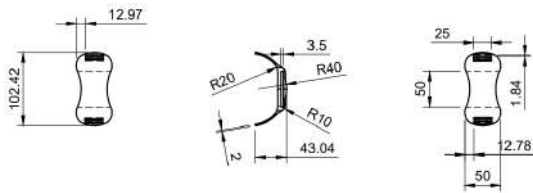


Imagen A.5: Plano de diseño de la abrazadera fija para el eslabón del antebrazo (unidades en mm).

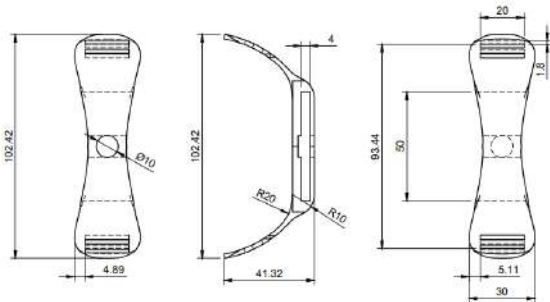


Imagen A.6: Plano de diseño de la abrazadera corrediza para el eslabón del antebrazo (unidades en mm).

---

## Apéndice 2

---

```
1 #include <Wire.h>
2 #include <Adafruit_GFX.h>
3 #include <Adafruit_SSD1306.h>
4 #include <MPU6050.h>
5 #include <Servo.h>
6
7 #define SCREEN_WIDTH 128 // Ancho de la pantalla OLED, en píxeles
8 #define SCREEN_HEIGHT 64 // Alto de la pantalla OLED, en píxeles
9 #define OLED_RESET -1 // Pin de reset de la pantalla OLED (no utilizado)
10
11 #define GRAPH_HEIGHT 40 // Altura de la gráfica, dejando espacio para texto en la parte superior
12 #define GRAPH_Y_OFFSET 16 // Desplazamiento vertical de la gráfica
13
14 Adafruit_SSD1306 display(SCREEN_WIDTH, SCREEN_HEIGHT, &Wire, OLED_RESET);
15
16 // Instancia de los sensores MPU6050
17 MPU6050 mpul(0x68); // Dirección por defecto
18 MPU6050 mpuz(0x69); // Dirección cambiada
19
20 // Instancia de los servos
21 Servo ServoRef, ServoFlp, FlexServo;
22
23 // Pines a los que están conectados los servos
24 const int servoPinRef = 9;
25 const int servoPinFlp = 8;
26 const int flexServoPin = 7;
27
28 // Pines y variables para el sensor flex
29 const int flexPin = A0;
30 int flexData = 0;
31 int flexData2 = 0;
32 int n = 0;
33 int a = 1;
34 double t = 1;
35
36 const int numReadings = 20; // Número de lecturas a promediar
37 //int flexReadings[numReadings]; // Almacena las últimas lecturas
38 int flexIndex = 0; // Índice actual en el array de lecturas
39 int flexTotal = 0; // Suma total de las últimas lecturas
40 int flexAverage = 0; // Promedio de las últimas lecturas
41 int flexAngle = 0; // Ángulo del servo basado en las lecturas del sensor de flexión
42
43 //EPM y gráfica
44 int k = 0;
45 int tx = 0;
46 int y[20]; //Si este valor se supera, la pantalla OLED no puede inicializar
47 const int analogInPin = A2; // Pin de entrada analógica para el potenciómetro*/
48
```

Imagen B.1: Código implementado (declaración de variables y librerías).



```

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  Wire.begin();

  // Inicializar la pantalla OLED
  if (!display.begin(SSD1306_SWITCHCAPVCC, 0x3C)) {
    Serial.println(F("Error al inicializar la pantalla OLED"));
    while (true); // Detener el programa
  }

  display.clearDisplay();
  display.setTextSize(1);
  display.setTextColor(SSD1306_WHITE);
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("Iniciando...");
  display.display();

  delay(100);

  // Inicializar los sensores MPU6050
  MPU1.initialize();
  MPU2.initialize();

  // Verificar la conexión de los sensores
  if (!MPU1.testConnection()) {
    Serial.println(F("MPU6050 #1 no conectado"));
    while (true); // Detener el programa
  }
  if (!MPU2.testConnection()) {
    Serial.println(F("MPU6050 #2 no conectado"));
    while (true); // Detener el programa
  }

  Serial.println(F("MPU6050 #1 conectado"));
  Serial.println(F("MPU6050 #2 conectado"));

  display.clearDisplay();
  display.setCursor(0, 0);
  display.println("MPU6050 #1 y #2 listos");
  display.display();
  delay(1000);

  // Inicialización de los servos
  ServoRef.attach(servoPinRef);
  ServoTip.attach(servoPinTip);
  FlexServo.attach(flexServoPin);
}

```

Imagen B.2: Void setup.

```

void loop() {
    //if(k==0){int y[SCREEN_WIDTH + 1];}

    int16_t axRef, ayRef, azRef;
    int16_t gxRef, gyRef, gzRef;
    int16_t axTip, ayTip, azTip;
    int16_t gxTip, gyTip, gzTip;

    // Leer los datos del primer MPU6050
    mpu1.getMotions(&axRef, &ayRef, &azRef, &gxRef, &gyRef, &gzRef);

    // Leer los datos del segundo MPU6050
    mpu2.getMotions(&axTip, &ayTip, &azTip, &gxTip, &gyTip, &gzTip);

    // Calcular Pitch, Roll y Yaw para ambos IMUs
    double pitchRef = calculatePitch(axRef, ayRef, azRef);
    double rollRef = calculateRoll(axRef, ayRef, azRef);
    double yawRef = calculateYaw(gxRef, gyRef, gzRef);

    double pitchTip = calculatePitch(axTip, ayTip, azTip);
    double rollTip = calculateRoll(axTip, ayTip, azTip);
    double yawTip = calculateYaw(gxTip, gyTip, gzTip);

    // Imprimir los valores de Pitch, Roll y Yaw
    Serial.print("REF Pitch: "); Serial.print(pitchRef);
    Serial.print(" | Roll: "); Serial.print(rollRef);
    Serial.print(" | Yaw: "); Serial.println(yawRef);

    Serial.print("TIP Pitch: "); Serial.print(pitchTip);
    Serial.print(" | Roll: "); Serial.print(rollTip);
    Serial.print(" | Yaw: "); Serial.println(yawTip);

    // Mapear los valores de Pitch y Roll a ángulos de servo (0 a 90 grados)
    int angleRef = map(rollRef, 0, -100, 0, 90);
    int angleTip = map(rollTip, -100, 0, 0, 90);

    // Limitar los ángulos a un rango seguro para los servos
    angleRef = constrain(angleRef, 5, 85);
    angleTip = constrain(angleTip, 5, 85);

    // Mover los servos a los ángulos mapeados
    ServoRef.write(angleRef);
    ServoTip.write(angleTip);
}

```

Imagen B.3: Void loop (parte 1).



```

// Leer datos del sensor Flex
if ((n <= 0) || (n >= 1*30)) {
    FlexData = analogRead(flexPin);
} else {
    // No leer nuevos datos si el movimiento del servo no ha terminado
}

// Control del servo basado en el sensor Flex
(a, n) = FlexFunction(a, n, flexData, flexData1);

flexData1 = flexData;

// Leer el valor del potenciómetro y almacenarlo en el arreglo
y[x] = analogRead(analogInPin);
k = analogRead(analogInPin);

// Limpiar la pantalla y dibujar los ejes nuevamente
display.clearDisplay();
display.setTextSize(1);
display.setCursor(0, 0);
display.print("S1=");
display.print(angleRef);
display.print(", Sz=");
display.print(angleTip);
display.print(", F=");
display.print(flexData);
display.print(", E=");
display.print(k);

// Dibujar los ejes
drawAxes();

// Graficar los valores almacenados
x = plotFunction(x, y);

Serial.print(y[x]);
Serial.print(", ");
Serial.print(x);
Serial.print(", ");
Serial.print(k);
Serial.println(k);
}

```

Imagen B.4: Void loop (parte 2).

```

// Función para calcular el Pitch
double calculatePitch(int16_t ax, int16_t ay, int16_t az) {
    double ax_d = ax / 16384.0;
    double ay_d = ay / 16384.0;
    double az_d = az / 16384.0;
    return atan2(ay_d, sqrt(ax_d * ax_d + az_d * az_d)) * 180.0 / M_PI;
}

// Función para calcular el Roll
double calculateRoll(int16_t ax, int16_t ay, int16_t az) {
    double ax_d = ax / 16384.0;
    double az_d = az / 16384.0;
    return atan2(-ax_d, az_d) * 180.0 / M_PI;
}

// Función para calcular el Yaw (necesita integrarse con el giroscopio)
double calculateYaw(int16_t gx, int16_t gy, int16_t gz) {
    // Esto es un cálculo simplificado de yaw.
    // La integración precisa del yaw requiere un filtro de Kalman o un filtro complementario.
    return gx * 0.007633387786; // Suponiendo una tasa de muestreo de 130 Hz para el giroscopio
}

```

Imagen B.5: Funciones para MPU6050

```
void drawAxes() {
    // Dibujar el eje X como una línea punteada
    for (int16_t x = 0; x < SCREEN_WIDTH; x += 6) {
        display.drawPixel(x, GRAPH_Y_OFFSET + GRAPH_HEIGHT / 2, SSD1306_WHITE);
    }

    // Dibujar el eje Y como una línea punteada
    for (int16_t y = GRAPH_Y_OFFSET; y < GRAPH_Y_OFFSET + GRAPH_HEIGHT; y += 4) {
        display.drawPixel(SCREEN_WIDTH / 2, y, SSD1306_WHITE);
    }

    display.display();
}
```

Imagen B.6: Funciones para pantalla OLED

```
int16_t plotFunction(int16_t x, int16_t y[]) {
    // Variables para almacenar los valores anteriores de x e y
    int16_t prev_x = -1;
    int16_t prev_y = -1;

    if (x < 20) {
        // Graficar los valores almacenados
        for (int16_t i = 0; i < SCREEN_WIDTH; i = i + 7) {
            // Convertir el valor de y de [0, 1023] al rango de la pantalla
            int16_t y_mapped = map(y[i/7], 300, 400, GRAPH_Y_OFFSET + GRAPH_HEIGHT, GRAPH_Y_OFFSET);

            // Dibujar una línea desde el punto anterior al actual para suavizar la gráfica
            if (prev_x != -1 && prev_y != -1) {
                display.drawLine(prev_x, prev_y, i, y_mapped, SSD1306_WHITE);
            }

            // Actualizar los valores anteriores
            prev_x = i;
            prev_y = y_mapped;
        }
        x++;
    } else {
        for (int i = 0; i < 20 - 1; i++) {
            y[i] = y[i + 1];
        }

        for (int16_t i = 0; i < SCREEN_WIDTH; i = i + 7) {
            // Convertir el valor de y de [0, 1023] al rango de la pantalla
            int16_t y_mapped = map(y[i/7], 300, 400, GRAPH_Y_OFFSET + GRAPH_HEIGHT, GRAPH_Y_OFFSET);

            // Dibujar una línea desde el punto anterior al actual para suavizar la gráfica
            if (prev_x != -1 && prev_y != -1) {
                display.drawLine(prev_x, prev_y, i, y_mapped, SSD1306_WHITE);
            }

            // Actualizar los valores anteriores
            prev_x = i;
            prev_y = y_mapped;
        }
        x = 19;
    }
    display.display();
    return x;
}
```

Imagen B.7: Funciones para pantalla OLED.



```
int FlexFunction(int a, int n, int flexData, int flexData1) {
    Serial.print("Flex Sensor: ");
    Serial.print(flexData);
    Serial.print(", ");
    Serial.print(flexData1);
    Serial.print(", ");
    Serial.println(n);

    if (flexData <= 530 && abs(flexData - flexData1) < 10 && n <= t * 90) {
        // Leer datos del sensor flex
        /*flexData = analogRead(flexPin);
        Serial.print("Flex Sensor: ");
        Serial.println(flexAverage);
        Serial.println();*/

        // Mover el servo basado en el sensor flex
        FlexServo.write(n / t);
        n -= t;
    } else if (flexData > 530 && abs(flexData - flexData1) < 10 && n >= 0) {
        // Leer datos del sensor flex
        /*flexData = analogRead(flexPin);
        Serial.print("Flex Sensor: ");
        Serial.println(flexData);
        Serial.println();*/

        // Mover el servo basado en el sensor flex
        FlexServo.write(n / t);
        n -= t;
    }

    a = 1;

    return a, n;
}
```

Imagen B.8: Función para sensor flex.